

JULIANO ELESBÃO RATHKE

**SISTEMA DE PROCESSAMENTO DE SINAIS
BIOMÉDICOS: MÓDULOS DIDÁTICOS DE ECG,
EMG, EOG E CONVERSÃO ANALÓGICO-DIGITAL
DE BIOSINAIS**

FLORIANÓPOLIS

2008

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO
EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

**SISTEMA DE PROCESSAMENTO DE SINAIS BIOMÉDICOS: MÓDULOS
DIDÁTICOS DE AQUISIÇÃO DE ECG, EMG, EOG E CONVERSÃO
ANALÓGICO-DIGITAL DE BIOSINAIS**

Dissertação submetida à
Universidade Federal de Santa Catarina
como parte dos requisitos para a
obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

JULIANO ELESBÃO RATHKE

Florianópolis, Agosto de 2008

**SISTEMA DE PROCESSAMENTO DE SINAIS BIOMÉDICOS: MÓDULOS
DIDÁTICOS DE AQUISIÇÃO DE ECG, EMG, EOG E CONVERSÃO
ANALÓGICO-DIGITAL DE BIOSINAIS**

JULIANO ELESBAO RATHKE

‘Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de Mestre em Engenharia Elétrica, Área de Concentração em Engenharia Biomédica, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina. ’

Fernando Mendes de Azevedo, D. Sc.
Orientador

Kátia Campos de Almeida, Ph.D.
Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

Banca Examinadora:

Fernando Mendes de Azevedo, D.Sc.
Presidente

José Marino Neto, Dr
Co-Orientador

Fernanda Isabel Marques Argoud, Dr.

Renato Garcia Ojeda, Dr.

Pedro Bertemes Filho, Ph.D.

AGRADECIMENTOS

A Deus por me conceder a vida e me dar condições para realização deste trabalho.

Aos meus Pais e irmãos pela humildade, compreensão e honestidade que me deram, traçando um caminho de integridade para que eu possa trilhar minha vida.

Aos meus colegas e amigos, que fizeram ter a certeza de que a solidariedade é o melhor caminho para a construção de um futuro melhor.

A toda equipe de colegas e amigos do IEB-UFSC pelo esforço empreendido.

Ao aluno Geovani Scolaro pela contribuição no desenvolvimento do software de visualização.

A Analog Devices pela doação das amostras de componentes utilizados no projeto.

Resumo da Dissertação apresentada à UFSC como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

**SISTEMA DE PROCESSAMENTO DE SINAIS
BIOMÉDICOS: MÓDULOS DIDÁTICOS DE AQUISIÇÃO
DE ECG, EMG, EOG E CONVERSÃO ANALÓGICO-
DIGITAL DE BIOSINAIS**

JULIANO ELESBÃO RATHKE

Agosto/2008

Orientador: Fernando Mendes de Azevedo, Dr.Sc.

Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Palavras-chave: Engenharia Biomédica, Conversão Analógico-digital, Eletrocardiograma, Eletromiograma, Eletrooculograma.

Número de páginas:162

RESUMO: O acelerado avanço de novas tecnologias na área da saúde tem feito a engenharia biomédica uma área de grande potencial empreendedor e intenso desenvolvimento tecnológico, criando uma demanda por profissionais altamente qualificados. No entanto, a disponibilidade de cursos e oportunidades de estudo na área ainda não é significativa a ponto de contribuir de forma expressiva para a formação de profissionais qualificados. O objetivo principal deste trabalho está no desenvolvimento de um instrumento de auxílio ao ensino de temas de Engenharia Biomédica na graduação de Engenharia Elétrica da UFSC. O sistema apresenta uma proposta de solução didática para a criação de módulos de aquisição de sinais de ECG, EMG e EOG que, em conjunto com outros componentes (módulo base, fonte de alimentação, software de visualização), formam um sistema de aquisição de sinais biomédicos. Os sinais adquiridos pelo sistema são utilizados para demonstrar os problemas encontrados na conversão Analógica-Digital (A/D) de biosinais, mais especificamente a questão da amostragem. A avaliação do sistema foi realizada em duas etapas: na primeira, os alunos de uma turma regular de engenharia elétrica realizaram aulas práticas utilizando o sistema; na segunda, foi criado um minicurso de engenharia biomédica na prática. Através de um questionário foram avaliados aspectos motivacionais do sistema, quantificando sua facilidade de uso e se o mesmo é organizado, estimulante e significativo. O resultado da avaliação mostrou que o sistema é motivador com uma alta expectativa para o sucesso.

Abstract of Dissertation presented to UFSC as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Máster in Electrical Engineering.

**PROCESSING SYSTEM OF BIOMEDICALS SIGNALS:
DIDACTICAL MODULES FOR ACQUISITION OF ECG,
EMG, EOG AND ANALOG TO DIGITAL CONVERSION OF
BIOSIGNALS**

JULIANO ELESBAO RATHKE

August/2008

Supervisor: Fernando Mendes de Azevedo

Area of Concentration: Biomedical Engineering.

Keywords: Biomedical Engineering, Analog-to-Digital conversion, Electrocardiogram, Electromyogram, Electrooculogram.

Number of pages:162

ABSTRACT: With the increasing of brand new technologies for health applications, it also demands for highly qualified biomedical engineer. However, the number of curses offered in this area is not significant for getting important contributions from the professional point of view. This paper describes the development of an instrument to be used in Biomedical Engineering by graduate students in the Department of Electrical Engineering of Federal University of Santa Catarina, so called Didactic Biomedical Engineering (DBE) system. This system acquires and processes the biomedical signals, such as ECG, EMG and EOG. It also includes a development of a generalized and modular biomedical acquisition board and a software to visualize the signals. By using the DBE system, both teaching modules and practical class tutorials are expected to be created. The developed system was used to acquire biomedical signals from volunteers and then to analyze by software the quantization inaccuracies from the analogical to digital (A/D) conversion. This software permits the user to change the number of bits in the A/D conversion and then to study the impact of it in the acquired signal resolution. The evaluation of the system was realized in two stages. In the first stage, students of a regular Electrical Engineering class carried out practical classes using the system. In a posterior stage, a mini-course of Biomedical Engineering was created for practical work. The motivational aspects of the system like, facility to use, if the system is organised, stimulating and significant, were evaluated through a questionnaire. The result of the evaluation showed a very high motivating system with a high expectation for success.

SUMÁRIO

SUMÁRIO	VI
LISTA DE FIGURAS	VIII
LISTA DE TABELAS	XI
LISTA DE ABREVIATURAS	XII
1. INTRODUÇÃO	1
1.1 MOTIVAÇÃO.....	3
1.2 OBJETIVOS.....	4
1.2.1 <i>Objetivo Geral</i>	4
1.2.2 <i>Objetivos Específicos</i>	4
1.3 VISÃO GERAL DO SISTEMA	5
1.4 JUSTIFICATIVAS	7
1.5 METODOLOGIA DE TRABALHO	8
1.6 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO.....	9
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	11
2.1 INSTRUMENTAÇÃO DE SINAIS BIOMÉDICOS.....	11
2.2 ELETROCARDIOGRAMA	15
2.3 ELETROMIOGRAMA	19
2.6 ELETROOCULOGRAMA	21
2.7 CONVERSÃO ANALÓGICO-DIGITAL DE BIOSINAIS	23
2.8 TRANSMISSÃO USB	29
2.8.1 <i>Introdução</i>	29
2.9 NORMAS ASSOCIADAS	35
3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	37
3.1 PLATAFORMA DIDÁTICA DE ENGENHARIA BIOMÉDICA	37
3.1.2 <i>Sistema de processamento de sinais biomédicos</i>	38
3.2 MÓDULO BASE	41
3.2.1 <i>Comunicação Wireless</i>	44
3.2.2 <i>Comunicação USB</i>	44
3.2.3 <i>Comunicação Serial</i>	46
3.3 <i>FIRMWARE</i> PARA O MICROCONTROLADOR DO MÓDULO BASE	47
3.4 MÓDULOS DE AQUISIÇÃO DE ECG, EMG E EOG	52

3.4 MÓDULOS DE AQUISIÇÃO DE ECG, EMG E EOG	53
3.4.1 Cadeia de Aquisição dos módulos de ECG, EMG e EOG	56
3.4.2 Ponteira exploradora.....	65
3.4.3 Sinal de Teste	67
3.4.4 Circuito do Aluno.....	68
3.5 FONTE DE ALIMENTAÇÃO	70
3.6 SOFTWARE PARA VISUALIZAÇÃO DOS SINAIS	70
3.7 ROTEIRO DE AULA PRÁTICA	71
4. RESULTADOS.....	72
4.1 RESULTADOS DE BANCADA e TESTES DE FUNCIONALIDADE.....	72
4.1.1 Módulo de ECG	72
4.1.2 Módulos de EMG e EOG	75
4.1.3 Envio dos sinais em 12, 8 e 4 bits	81
4.1.4 Teste do ganho	82
4.1.5 Ponteira exploradora e circuito do aluno.....	85
4.2 TESTES INTEGRADOS	88
4.3 TESTES DE SEGURANÇA ELÉTRICA	90
4.4 AVALIAÇÃO DO SISTEMA	93
4.4.1 Questionário para avaliação	94
5. DISCUSSÕES	101
6. CONCLUSÕES	106
ANEXO I – ROTEIRO DE AULA PRÁTICA	108
ANEXO II – QUESTIONÁRIO	130
ANEXO III – CÁLCULO DO FILTROS.....	132
ANEXO IV – ESQUEMA ELÉTRICO DO MÓDULO BASE E DA FONTE DE ALIMENTAÇÃO	146
ANEXO V – RESULTADOS DOS TESTES DE SEGURANÇA ELÉTRICA	149
ANEXO VI – ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS DOS MÓDULOS DE ECG, EMG E EOG	155
ANEXO VII – PUBLICAÇÕES.....	158
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	159

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1.1-VISÃO GERAL DO SISTEMA.	6
FIGURA 2.1 – DIAGRAMA DE BLOCOS GERAL DE UM PROCESSO DE AQUISIÇÃO DE UM SINAL DIGITAL, (ADAPTADO DE COHEN, 2006).	14
FIGURA 2.2-EXEMPLO DO REGISTRO DE UM ECG NORMAL. A ONDA P CORRESPONDE À DESPOLARIZAÇÃO DOS ÁTRIOS, O COMPLEXO QRS CORRESPONDE À DESPOLARIZAÇÃO DOS VENTRÍCULOS E A ONDA T CORRESPONDE À REPOLARIZAÇÃO DOS VENTRÍCULOS. ADAPTADO DE (GUYTON, 2006).	15
FIGURA 2.3 – LARGURAS DE BANDA UTILIZADAS EM ELETROCARDIOGRAFIA (TOMPKINS, 1995).....	16
FIGURA 2.4 – TRIÂNGULO DE EINTHOVEN E O SISTEMA DE DERIVAÇÕES BIPOLARES. OS PONTOS RA, LA E LL (ABREVIATURA EM INGLÊS DOS MEMBROS CORRESPONDENTES) DEFINEM AS POSIÇÕES DOS ELETRODOS. ADAPTADO DE (MARTINCOSKY 2003) E (TOMPKINS 1995).	17
FIGURA 2.5 – DOZE DERIVAÇÕES PADRÃO UTILIZADAS NO ECG CLÍNICO. A) DERIVAÇÃO I. B) DERIVAÇÃO II. C) DERIVAÇÃO III. LETRAS D, E, E F REPRESENTAM AS DERIVAÇÕES AUMENTADAS AS LETRAS G E H AS DERIVAÇÕES PRECORDIAIS. ADAPTADO DE (TOMPKINS 1995).	18
FIGURA 2.6 – SINAL DE EMG ADQUIRIDO COM ELETRODOS DE SUPERFÍCIE FIXADOS NA PELE SOBRE O PRIMEIRO MÚSCULO INTERÓSSEO DORSAL NA MÃO. O SINAL AUMENTA EM AMPLITUDE À MEDIDA QUE A FORÇA REALIZADA PELO MÚSCULO AUMENTA (DE LUCA, 2006).	19
FIGURA 2.7 – A) ARRANJO DE ELETRODOS MONOPOLAR. B) ARRANJO DE ELETRODOS BIPOLAR. NOTE QUE NO ARRANJO BIPOLAR OS SINAIS SÃO ADQUIRIDOS EM PONTOS DIFERENTES, NO ENTANTO O RUÍDO É COMUM ÀS DUAS ENTRADAS DO AMPLIFICADOR. ADAPTADO DE (DE LUCA 2006).	21
FIGURA 2.8 – A) DIPOLO OCULAR; B) POSIÇÃO DOS ELETRODOS PARA REGISTRO DO EOG. OS ELETRODOS (D-E) REGISTRAM O MOVIMENTO HORIZONTAL E (B-C) O VERTICAL, (A) É O ELETRODO DE REFERÊNCIA (BAREA ET AL., 2002).	22
FIGURA 2.9 – SINAL QUANTIZADO COM 4 BITS.	24
FIGURA 2.10 – DIVISÃO DO SINAL EM AMOSTRAS (AMOSTRAGEM), PROCESSO REALIZADO PELO CONVERSOR A/D, FIGURAS (A) E (B); RECONSTRUÇÃO DO SINAL Á PARTIR DE AMOSTRAS PROCESSO REALIZADO PELO CONVERSOR D/A, FIGURAS (C) E (D).	25
FIGURA 2.11 - O EFEITO DE FREQUÊNCIAS DE AMOSTRAGEM CONSIDERADAS BAIXAS SOBRE A FORMA DE ONDA DO SINAL, A LETRA (A) MOSTRA UM SINAL DE ECG E A LETRA (B) UM SINAL SENOIDAL. ADAPTADO DE (BEMMEL & MUSSEN, 1997).	25
FIGURA 2.12 – VALORES DIGITAIS ATRIBUÍDOS AOS NÍVEIS DE QUANTIZAÇÃO.	26
FIGURA 2.13 – EFEITO DA QUANTIZAÇÃO (TEXAS INSTRUMENTS, 1999).....	28
FIGURA 2.14 - TOPOLOGIA DE UM SISTEMA USB COM COMUNICAÇÃO DIRETA ENTRE O HOST (MICRO) E DISPOSITIVO, OU COM A PRESENÇA DE UM HUB. ADAPTADO DE (TORRES, 2001).	30
FIGURA 2.15 - PACOTES UTILIZADOS NA TRANSMISSÃO USB (A) TOKEN, (B) DATA, (C) HANDSHAKE, (ZELENOVSKY & MENDONÇA, 1999).....	31
FIGURA 2.16 - CONECTORES USB. ADAPTADO DE (USB IMPLEMENTERS FÓRUM, 2000).	33
FIGURA 2.17 - ESQUEMA FÍSICO DA CONEXÃO DO BARRAMENTO USB (ZELENOVSKY & MENDONÇA, 1999).	34
FIGURA 3.1 – COMPONENTES DO SPSB.	38
FIGURA 3.2 – ESQUEMA DE LIGAÇÃO ENTRE OS COMPONENTES DO SPSB.	39
FIGURA 3.3 – PÁGINA DO PORTAL SAÚDE+EDUCAÇÃO, EM DETALHE OS ITENS CONTIDOS NO TUTORIAL.	40
FIGURA 3.4 - PRINCIPAIS RECURSOS DO MB: (1) CONEXÃO USB; (2), (4), (6), (8), (11) CONECTORES LATCH; (3), (5), (7), (9), (10) LEDS INDICADORES DE CONEXÃO; (12) LEDS INDICADORES DE TRANSMISSÃO TX E RX; (13) CONECTOR SERIAL RS232; (14) CONEXÃO PARA FONTE DE ALIMENTAÇÃO.	42
FIGURA 3.5 - ESQUEMA MOSTRANDO A INTERFACE ENTRE O MÓDULO BASE E OS OUTROS COMPONENTES DO SPSB.	43
FIGURA 3.6 - ESQUEMA DE LIGAÇÃO DO CHIP DE COMUNICAÇÃO USB (FT232R).	45
FIGURA 3.7 – ESQUEMA UTILIZADO PARA ISOLAÇÃO ELÉTRICA ENTRE O MÓDULO BASE E O COMPUTADOR.	46
FIGURA 3.8 - CIRCUITO UTILIZADO NA COMUNICAÇÃO SERIAL ENTRE O MICROCONTROLADOR DO MÓDULO BASE E A PORTA SERIAL DO COMPUTADOR.	47
FIGURA 3.9 – FLUXOGRAMA COM A SEQUÊNCIA DE ATIVIDADES EXECUTADAS PELO <i>FIRMWARE</i> PARA A EXECUÇÃO DAS TAREFAS DE DIGITALIZAÇÃO, RECEPÇÃO E TRANSMISSÃO DE DADOS. A VARIÁVEL ADCCP É UM REGISTRADOR QUE HABILITA OS CONVERSORES A/D. O NÚMERO ATRIBUÍDO A ESTE REGISTRADOR SETA QUAL A/D É HABILITADO, POR EXEMPLO, QUANDO ADCCP=0 O A/D0 ESTA HABILITADO.	48

FIGURA 3.10 – PADRÃO DO PACOTE UTILIZADO PARA ENVIO DE INFORMAÇÕES DO MICROCONTROLADOR PARA O COMPUTADOR. O PACOTE DE DADOS É CONSIDERADO VÁLIDO QUANDO: 1-AS DUAS PRIMEIRAS POSIÇÕES FOREM “*”E “.” RESPECTIVAMENTE, 2- O PACOTE CONTER 15 POSIÇÕES, 3- O PACOTE ENCERRAR COM “.”	50
FIGURA 3.11 – POSIÇÕES DOS RESULTADOS DOS A/Ds NO PACOTE DE DADOS.	50
FIGURA 3.12 – VETOR COM O RESULTADO DA CONVERSÃO DE UM ADC COM 12 BITS. OS QUATRO PRIMEIROS BITS SÃO BITS DE SINAL, OS BITS 16 Á 27 CONTÊM O RESULTADO DA CONVERSÃO DO A/D.	51
FIGURA 3.13 – RESULTADO DAS OPERAÇÕES REALIZADAS PELA “MÁSCARA” DE SOFTWARE.	52
FIGURA 3.14 – A) VALORES DE AMPLITUDE QUE FORMAM O SINAL DE ECG; B) TRAÇADO DO SINAL DE ECG GERADO A PARTIR DOS VALORES DE AMPLITUDE DA FIGURA (A), (TOMPKINS, 1995).	53
FIGURA 3.15 - DIAGRAMA DE BLOCOS E LIGAÇÃO DO MÓDULO DIDÁTICO DE ECG COM O MÓDULO BASE E O COMPUTADOR.	54
FIGURA 3.16 - ESQUEMA MOSTRANDO A SUBSTITUIÇÃO DE UM FILTRO PASSA-ALTAS POR UM FILTRO MONTADO EXTERNAMENTE EM UM PROTOBOARD (CIRCUITO DO ALUNO).	55
FIGURA 3.17. RECURSOS DO MÓDULO DIDÁTICO DE ECG. (1) CONECTOR PARA O CABO DOS ELETRODOS, (2) CONECTOR PARA A PONTEIRA DE PROVA, (3) CHAVE HABILITA CIRCUITOS, (4) SAÍDAS DOS CIRCUITOS DISPONÍVEIS PARA O ALUNO, (5) JUMPER PARA SELEÇÃO DO GANHO DA PONTEIRA DE PROVA, (6) JUMPER PARA SELEÇÃO SINAL DE TESTE/ SINAL DOS ELETRODOS, (7) CONECTOR PARA ENTRADA DE SINAL DE CIRCUITO EXTERNO, (8) CONECTOR PARA ALIMENTAÇÃO DE CIRCUITO EXTERNO, (9) CONECTOR PARA LIGAÇÃO COM O MÓDULO BASE.	55
FIGURA 3.18 – CADEIA DE AQUISIÇÃO. A) MÓDULO DE ECG; B) MÓDULOS DE EMG OU EOG.	56
FIGURA 3.19 – ESQUEMA DA CONFIGURAÇÃO UTILIZADA PARA O CIRCUITO DO AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTAÇÃO.	57
FIGURA 3.20 – CONFIGURAÇÃO BIPOLAR DE ELETRODOS. A) MÓDULO DE ECG; B) MÓDULOS DE EMG E EOG.	58
FIGURA 3.21 – CIRCUITO DE PERNA DIREITA UTILIZADO NO MÓDULO DE ECG. ADAPTADO DE (INA129 DATASHEET).	59
FIGURA 3.22 – FILTRO PASSA-FAIXA UTILIZADO PARA CONDICIONAMENTO DO SINAL DE ECG POSSUINDO FREQUÊNCIAS EM CORTE DE 0,5 HZ E 50 HZ.	60
FIGURA 3.23 – FILTRO PASSA-FAIXA UTILIZADO PARA CONDICIONAMENTO DO SINAL DE EMG POSSUINDO FREQUÊNCIAS DE CORTE DE 2 HZ E 500 HZ.	61
FIGURA 3.24 – FILTRO PASSA-FAIXA UTILIZADO PARA CONDICIONAMENTO DO SINAL DE EOG POSSUINDO FREQUÊNCIAS DE CORTE DE 0,5 HZ E 100 HZ.	61
FIGURA 3.25 – CIRCUITO DO FILTRO <i>NOTCH</i> DE 60 HZ PROJETADO COM FATOR DE QUALIDADE DE 2,78.	62
FIGURA 3.26 – RESPOSTA EM FREQUÊNCIA DOS CIRCUITOS DE FILTRAGEM UTILIZADO NO SINAL DE EMG.	63
FIGURA 3.27 – CIRCUITO UTILIZADO NA ETAPA FINAL DE GANHO.	64
FIGURA 3.28 – CIRCUITO GERADOR DE <i>OFFSET</i> UTILIZADO NOS MÓDULOS DE ECG, EMG E EOG.	65
FIGURA 3.29 – CIRCUITO PARA PROTEÇÃO DO CONVERSOR A/D.	65
FIGURA 3.30 – CIRCUITO IMPLEMENTADO PARA AQUISIÇÃO DE SINAIS COM A PONTEIRA EXPLORADORA. ATRAVÉS DA POSIÇÃO DO JUMPER J2 É CONFIGURADA A SELEÇÃO DO GANHO.	66
FIGURA 3.31 – MEDIÇÃO DE SINAIS COM A PONTEIRA EXPLORADORA NOS PONTOS DE TESTE COLOCADOS EM DIFERENTES PONTOS DA CADEIA DE AQUISIÇÃO.	66
FIGURA 3.32 – CIRCUITO UTILIZADO PARA O CONDICIONAMENTO DO SINAL DE TESTE GERADO PELO CONVERSOR D/A.	67
FIGURA 3.33 - JUMPER J1 DO MÓDULO FAZENDO A SELEÇÃO ENTRE O SINAL DOS ELETRODOS E O SINAL DE TESTE.	68
FIGURA 3.34 – CHAVE HABILITA CIRCUITOS INTERROMPENDO A LIGAÇÃO ENTRE OS CIRCUITOS DA CADEIA DE AQUISIÇÃO.	69
FIGURA 3.35 – EXEMPLO DE USO DO CIRCUITO DO ALUNO, SUBSTITUIÇÃO DO FILTRO PASSA-ALTAS POR UM FILTRO MONTADO PELO ALUNO EM UM PROTOBOARD.	69
FIGURA 4.1 - SINAL DE ECG GERADO PELO SIMULADOR UTILIZANDO O SINAL DA DERIVAÇÃO 2 APLICADO À ENTRADA DO MÓDULO DE ECG.	73
FIGURA 4.2 - SINAL DE ECG GERADO PELO SIMULADOR UTILIZANDO O SINAL DA DERIVAÇÃO 2 APLICADO À ENTRADA DO MÓDULO DE ECG.	74
FIGURA 4.3 - SINAL DE ECG GERADO PELO SIMULADOR UTILIZANDO O SINAL DA DERIVAÇÃO 2 APLICADO À ENTRADA DO MÓDULO DE ECG.	74
FIGURA 4.4 - SINAL GERADO PELO SIMULADOR <i>ECG PLUS</i> VISUALIZADO NA TELA DO COMPUTADOR. A) SINAL COM AMPLITUDE DE ENTRADA DE 1mV DE PICO E FREQUÊNCIA DE 60 BPM; B) SINAL COM AMPLITUDE DE 1mV DE PICO E FREQUÊNCIA DE 120 BPM. O GANHO DO MÓDULO DE ECG FOI AJUSTADO EM 500.	75

FIGURA 4.5 – COMPARAÇÃO ENTRE O SINAL DE EMG ADQUIRIDO ENTRE O SISTEMA COMERCIAL BIOPAC E O MÓDULO DE EMG. NESTE REGISTRO FORAM ADQUIRIDOS SINAIS DA CABEÇA LONGA DO BICEPS MEDIAL COM REFERÊNCIA NO PRONADOR.....	76
FIGURA 4.6 – COMPARAÇÃO ENTRE O SINAL DE EOG ADQUIRIDO ENTRE O SISTEMA COMERCIAL BIOPAC E O MÓDULO DE EOG. O REGISTRO DA MOVIMENTAÇÃO OCULAR FOI FEITO NA REGIÃO ORBITAL LATERAL NOS DOIS OLHOS COM REFERÊNCIA NA REGIÃO MENTONIANA, MEDIÇÃO DO MOVIMENTO HORIZONTAL.	77
FIGURA 4.7 - SIMULAÇÃO DA RESPOSTA EM RESPOSTA EM FREQUÊNCIA PARA O FILTRO PASSA-ALTAS UTILIZADO NOS MÓDULOS DE EOG E ECG (FREQUÊNCIA DE CORTE 0,5 HZ E GANHO DE 1,545).....	78
FIGURA 4.8 - SIMULAÇÃO DA RESPOSTA EM RESPOSTA EM FREQUÊNCIA PARA O FILTRO PASSA-ALTAS UTILIZADO NO MÓDULO DE EMG (FREQUÊNCIA DE CORTE 2 HZ E GANHO DE 1,591).	79
FIGURA 4.9 - SIMULAÇÃO DA RESPOSTA EM RESPOSTA EM FREQUÊNCIA PARA O FILTRO PASSA-BAIXAS UTILIZADO NO MÓDULO DE ECG (FREQUÊNCIA DE CORTE DE 50 HZ E GANHO DE 1,545).	79
FIGURA 4.10 - SIMULAÇÃO DA RESPOSTA EM RESPOSTA EM FREQUÊNCIA PARA O FILTRO PASSA-BAIXAS UTILIZADO NO MÓDULO DE EMG (FREQUÊNCIA DE CORTE DE 500 HZ E GANHO DE 1,591).	80
FIGURA 4.11 - SIMULAÇÃO DA RESPOSTA EM RESPOSTA EM FREQUÊNCIA PARA O FILTRO PASSA-BAIXAS UTILIZADO NO MÓDULO DE EOG (FREQUÊNCIA DE CORTE 100 HZ E GANHO DE 1,581).	80
FIGURA 4.12 - SIMULAÇÃO DA RESPOSTA EM RESPOSTA EM FREQUÊNCIA PARA O FILTRO NOTCH DE 60 HZ UTILIZADO NOS MÓDULOS DE ECG, EMG E EOG.	81
FIGURA 4.13 – COMPARAÇÃO ENTRE O SIMULADO DE ECG ENVIADO AO COMPUTADOR COM DIFERENTE NÚMERO DE BITS.	82
FIGURA 4.14 – SINAL MEDIDO NA SAÍDA DOS TRÊS MÓDULOS (CANAL 1) EM COMPARAÇÃO AO SINAL APLICADO À ENTRADA DO DIVISOR RESISTIVO (CANAL 2).	83
FIGURA 4.15 - SIMULAÇÃO DO VALOR MÁXIMO E MÍNIMO DO GANHO CONSIDERANDO O ERRO ASSOCIADO AOS COMPONENTES PARA O MÓDULO DE ECG.	84
FIGURA 4.16 - SIMULAÇÃO DO VALOR MÁXIMO E MÍNIMO DO GANHO CONSIDERANDO O ERRO ASSOCIADO AOS COMPONENTES PARA O MÓDULO DE EMG.	84
FIGURA 4.17 - SIMULAÇÃO DO VALOR MÁXIMO E MÍNIMO DO GANHO CONSIDERANDO O ERRO ASSOCIADO AOS COMPONENTES PARA O MÓDULO DE EMG.	85
FIGURA 4.18.- COMPARAÇÃO ENTRE OS SINAIS MEDIDOS COM O A PONTEIRA EXPLORADORA E COM O CIRCUITO DE AQUISIÇÃO.	86
FIGURA 4.19 - COMPARAÇÃO ENTRE OS SINAIS MEDIDOS COM O OSCILOSCÓPIO E COM A PONTEIRA EXPLORADORA.	86
FIGURA 4.20 - COMPARAÇÃO DO SINAL MEDIDO COM E SEM A PRESENÇA DO CIRCUITO DO ALUNO.	87
FIGURA 4.21 - RUÍDO INSERIDO PELA PRESENÇA DO CIRCUITO DO ALUNO.	88
FIGURA 4.22 - COMPARAÇÃO ENTRE OS SINAIS ADQUIRIDOS PELO OSCILOSCÓPIO, PLOTADO PELO SOFTWARE DE VISUALIZAÇÃO E O GRÁFICO OBTIDO A PARTIR DOS DADOS DE ENTRADA DA PORTA USB. OS SINAIS FORAM ADQUIRIDOS DA CABEÇA LONGA DO BICEPS MEDIAL COM REFERÊNCIA NO PRONADOR.	89
FIGURA 4.23 - ESQUEMA DE LIGAÇÃO ENTRE OS COMPONENTES DO SPSB E O ANALISADOR DE SEGURANÇA ELETROMÉDICA. AS ALIMENTAÇÕES DA FONTE E DO COMPUTADOR SÃO FORNECIDAS PELO ANALISADOR QUE REALIZA AS TROCAS DE POLARIDADE DA ALIMENTAÇÃO PARA REALIZAÇÃO DOS TESTES.	92
FIGURA 4.24 – GRÁFICO INDICANDO A PONTUAÇÃO RECEBIDA POR CADA ATRIBUTO.	95
FIGURA 4.25 – GRÁFICO MOSTRANDO A PONTUAÇÃO DAS QUALIDADES MOTIVACIONAIS TOTAIS.	96
FIGURA 4.26 - PONTUAÇÃO DE CADA ATRIBUTO DA PLATAFORMA.	99
FIGURA 4.27 - GRÁFICO DEMONSTRANDO A EXPECTATIVA DE SUCESSO EM FUNÇÃO DO VALOR ATRIBUÍDO À PONTUAÇÃO DE CADA ATRIBUTO, NESTE CASO AS COORDENADAS V E XS VALEM RESPECTIVAMENTE 40,9 E 39,9.	100

LISTA DE TABELAS

TABELA 2.1 - SINAIS BIOELÉTRICOS INDICANDO FAIXA DE FREQUÊNCIA, AMPLITUDE E TIPO DE AQUISIÇÃO. ADAPTADO DE (COHEN, 2006).	13
TABELA 2.2 - SINAIS BIOMÉDICOS E QUANTIZAÇÃO, NÚMERO DE BITS, (ADAPTADO DE BEMMEL & MUSSEN, 1997).	28
TABELA 2.3 - DESCRIÇÃO DA PINAGEM DOS CONECTORES TIPO A E TIPO B. ADAPTADO DE (USB IMPLEMENTERS FÓRUM, 2000).	33
TABELA 2.4 - DESCRIÇÃO DA PINAGEM DO CONECTOR MINI-B. ADAPTADO DE (USB IMPLEMENTERS FÓRUM, 2000).	34
TABELA 3.1 – GANHO TOTAL DOS MÓDULOS DE ECG, EMG E EOG.	63
TABELA 4.1 – GANHO CALCULADO, GANHO MEDIDO E ERRO CALCULADO.	83
TABELA 4.2 – RESPOSTAS DOS QUESTIONÁRIOS.	97
TABELA 4.3 – RESULTADO DAS PONTUAÇÕES ATRIBUÍDAS A CADA QUESTÃO.	97
TABELA 4.4 – RESPOSTAS DOS QUESTIONÁRIOS AS QUESTÕES ABERTAS.	98
TABELA V.1 – VALORES MEDIDOS DA CORRENTE DE FUGA ATRAVÉS DO PACIENTE COM TENSÃO SOBRE AS PARTES APLICADAS EM COMPARAÇÃO AOS LIMITES DA NORMA. MEDIÇÕES REALIZADAS COM O MÓDULO DE ECG.	149
TABELA V.2 – VALORES MEDIDOS DA CORRENTE DE FUGA ATRAVÉS DO PACIENTE COM TENSÃO SOBRE AS PARTES APLICADAS EM COMPARAÇÃO AOS LIMITES DA NORMA. MEDIÇÕES REALIZADAS COM O MÓDULO DE EMG.	150
TABELA V.3 – VALORES MEDIDOS DA CORRENTE DE FUGA ATRAVÉS DO GABINETE EM COMPARAÇÃO AOS VALORES LIMITES DA NORMA.	151
TABELA V.4 – VALORES MEDIDOS DA CORRENTE DE FUGA ATRAVÉS DO PACIENTE EM COMPARAÇÃO AOS VALORES LIMITES DA NORMA. MEDIÇÕES REALIZADAS COM O MÓDULO DE ECG.	151
TABELA V.5 – VALORES MEDIDOS DA CORRENTE DE FUGA ATRAVÉS DO PACIENTE EM COMPARAÇÃO AOS VALORES LIMITES DA NORMA. MEDIÇÕES REALIZADAS COM O MÓDULO DE EMG.	152
TABELA V.6 – VALORES MEDIDOS DA CORRENTE DE FUGA AUXILIAR ATRAVÉS DO PACIENTE EM COMPARAÇÃO AOS VALORES LIMITES DA NORMA. MEDIÇÕES REALIZADAS COM O MÓDULO DE EMG.	153
TABELA V.7 – VALORES MEDIDOS DA CORRENTE DE FUGA AUXILIAR ATRAVÉS DO PACIENTE EM COMPARAÇÃO AOS VALORES LIMITES DA NORMA. MEDIÇÕES REALIZADAS COM O MÓDULO DE ECG.	154
TABELA VI.1 - ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS DO MÓDULO DE ECG	155
TABELA VI.2 - ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS DO MÓDULO DE EMG	156
TABELA VI.3 - ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS DO MÓDULO DE EMG	157

LISTA DE ABREVIATURAS

ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas

A/D – Analógico-digital

ADC – Analog – to -Digital converter (Conversor Analógico-digital)

EB – Engenharia Biomédica

ECG – Eletrocardiograma

EMG – Eletromiograma

EOG – Eletrooculograma

FIFO – First in First out

IEB-UFSC – Instituto de Engenharia Biomédica

I/O – In Out

LAT – Laboratório de Avaliação Técnica

MB - Módulo base

MD – Módulo didático

MDECG – Módulo Didático de Eletrocardiografia

MSPS - Mega-Samples Per Second (Milh

SAR – Successive Approximation Register (Registrador de aproximações sucessivas)

SPSB - Sistema de processamento de sinais biomédicos

UFSC – Universidade Federal de Santa Catarina

USB- Universal Serial Bus

CAPÍTULO 1

1. INTRODUÇÃO

O ensino de engenharia é um tema que vem ganhando atenção, diversos trabalhos como: RODRIGUES (2007), DUARTE *et al.* (2007), HOLANDA *et al.* (2007), TOZZATO (2007), demonstram ações no sentido de uma melhoria das práticas pedagógicas atuais, sempre buscando o aprimoramento e a adequação da qualidade do ensino, atuando na formação de engenheiros que atendam as necessidades atuais do mercado.

Dentre estes, dois trabalhos RODRIGUES (2007) e TOZZATO (2007) trazem uma abordagem pedagógica baseada fortemente na prática, buscando desenvolver habilidades necessárias à formação do profissional para o mercado de trabalho. Rodrigues (2007) propõe uma metodologia de avaliação onde os conhecimentos relacionados à disciplina sejam construídos com base na proposta de resolução de um problema de engenharia. A metodologia é aplicada em turmas de engenharia elétrica. Neste trabalho, o processo de avaliação é proposto como elemento constituinte do próprio aprendizado. O processo será considerado bem sucedido se o estudante conseguir adquirir um conjunto suficiente de

conhecimentos para solucionar o problema e desenvolver as habilidades necessárias para aplicá-los corretamente na solução até a completa conclusão do trabalho, que além do projeto, inclui: a capacidade de análise crítica do mesmo, a documentação, estudo de aplicações e o estabelecimento de correlações transversais com ambiente, economia, legislação. Uma das principais habilidades requeridas, e uma das primeiras abordadas no processo, é a organização do trabalho e do conhecimento (RODRIGUES, 2007). Segundo o autor a metodologia valoriza ao máximo a experiência de aprendizagem, associando-lhe à prática, à construção de habilidades importantes no perfil do engenheiro.

A metodologia proposta por TOZZATO (2007) consiste, basicamente, em simular uma empresa especializada na área da disciplina ministrada em sala de aula. A implantação da empresa se dá com a escolha, pelos alunos-funcionários, do nome, logomarca, missão, estudos de ambiente, atitudes de qualidade de vida no trabalho, entre outros aspectos concernentes ao funcionamento de uma empresa (TOZZATO, 2007). A metodologia foi aplicada em algumas turmas dos últimos períodos dos cursos técnicos de Edificações e Administração do CEFET-RJ. Segundo o autor entre um dos resultados significativos apresentados está a melhoria da relação ensino-aprendizado e no fornecimento de competências exigidas pelo dinâmico mercado de trabalho.

As ações no sentido de melhoria nas práticas pedagógicas atuais no ensino de engenharia compartilham um objetivo em comum, de inserir o aluno mais ativamente no processo de ensino e aprendizagem, fazendo com que ele passe de um agente passivo para um agente ativo, realizando ações que contribuam para o seu aprendizado e a sua formação. Para que ocorra isso é necessário que o aluno esteja motivado a apreender sobre o assunto da matéria em questão.

Acompanhando este processo a equipe de pós-graduandos turma 2006 do Instituto de Engenharia Biomédica da UFSC (IEB-UFSC) desenvolveu um instrumento de auxílio ao ensino de temas de Engenharia Biomédica na graduação de Engenharia Elétrica, denominado Plataforma Didática de Engenharia Biomédica- Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos. O sistema é composto de componentes de *Hardware* (módulo base e módulos didáticos) e *Software* (para visualização dos sinais) além de tutoriais inteligentes e elementos de realidade virtual™. Através deste sistema é possível abordar conceitos relacionados à aquisição, condicionamento, digitalização e transmissão de sinais

biomédicos de maneira prática, tornando o aprendizado mais dinâmico, atrativo e motivador.

O presente trabalho de mestrado apresenta uma proposta de solução didática para a criação de módulos de aquisição de sinais de ECG, EMG e EOG que em conjunto com outros componentes (módulo base, fonte de alimentação, *software* para visualização dos sinais) formam um sistema de aquisição de sinais biomédicos com suporte de tutoriais e roteiros de aula prática. O objetivo é utilizar o sistema na aquisição de sinais reais e utilizar estes sinais para ilustrar os problemas relacionados à conversão analógico-digital de sinais biomédicos, mais especificamente a questão da quantização, onde através do *software* de visualização é possível alterar o número o número de bits do sinal enviado e verificar na prática as alterações provocadas nesses sinais. A sequência de experimentos para aplicação em aula prática foi elaborada mais especificamente com o uso de sinais de ECG.

1.1 MOTIVAÇÃO

A motivação para a realização deste trabalho surgiu da idéia de elaborar um instrumento que contribua no ensino de temas de engenharia biomédica na graduação de engenharia elétrica da UFSC. Com a futura criação do Laboratório de Engenharia Biomédica pelo IEB-UFSC seria disponibilizado o acesso a estudantes que tenham interesse pela área. Com a utilização desta plataforma será possível abordar de maneira prática temas específicos de engenharia biomédica, como: ruído de modo comum, filtragem analógica, interferências eletromagnéticas associadas, aquisição de sinais em baixa amplitude, entre outros.

O acelerado avanço de novas tecnologias na área da saúde tem feito a engenharia biomédica uma área de grande potencial empreendedor e intenso desenvolvimento tecnológico, criando uma demanda por profissionais altamente qualificados. Com a necessidade de garantir esse crescimento e o sucesso esperado nessa área, como profissionais da Engenharia Biomédica, nós devemos garantir um constante influxo de membros altamente qualificados e dedicados (CHAN & MACISAAC, 2003). No entanto, a disponibilidade de cursos e oportunidades de estudo na área ainda não é significativa a ponto de contribuir de forma expressiva para a formação de profissionais qualificados.

Este fato pode ser evidenciado pelos dados apresentados por POSSA (2008). Neste

trabalho foi realizada uma pesquisa sobre a inserção de temas de Engenharia Biomédica (EB) nos cursos de Engenharia Elétrica (EE) no Brasil. Os dados indicam que apenas 7,5 % dos cursos de EE examinados possuem pelo menos uma disciplina de EB. Assim, pode ser estimado que algo em torno de 90 % dos alunos de graduação em EE no país termina a formação acadêmica básica sem qualquer contato formal com este importante campo de atuação profissional. A maior parte destas iniciativas está concentrada em escolas públicas (87,5 %) e nas regiões sul e sudeste do país (75 %). No entanto, a ausência de disciplinas de EB afeta em proporção similar todas as regiões do país, sugerindo que a inserção (ou a ausência) destes temas nas EE não é influenciada pelo nível de desenvolvimento dos parques tecnológicos, tão contrastantes entre as diversas regiões do país. Esta deficiência afeta principalmente as instituições privadas de ensino de EE, que se responsabilizam por mais de 2/3 dos cursos nesta área, 98% dos quais não tratam de qualquer tema da EB.

1.2 OBJETIVOS

Nesta seção serão apresentados os objetivos geral e específicos que apóiam o desenvolvimento desse trabalho.

1.2.1 Objetivo Geral

Contribuir para a construção da Plataforma Didática de Engenharia Biomédica, desenvolvendo módulos para o Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos. Estes módulos compõem soluções de *hardware* (módulo base e módulos didáticos) e *software* (para visualização dos sinais) além de tutoriais inteligentes e elementos de realidade virtual™, possibilitando a aquisição, condicionamento, digitalização, transmissão e visualização de sinais bioelétricos.

1.2.2 Objetivos Específicos

- 1- Desenvolvimento de módulos didáticos de *hardware* para aquisição de sinais de:
 - a) Eletrocardiograma;
 - b) Eletromiograma;

- c) Eletrooculograma;
- 2- Contribuir com a equipe de pós-graduandos responsáveis pelo desenvolvimento do SPSB para:
- a) O desenvolvimento de um Módulo Base microcontrolado com interface de comunicação USB, onde serão acoplados os módulos didáticos;
 - b) O desenvolvimento de um *Firmware* para o microcontrolador do Módulo Base;
- 3- Elaborar conteúdo para o tutorial sobre o tópico eletrocardiografia;
- 4- Elaborar roteiro de aula prática sobre conversão analógico-digital e biosinais, utilizando os módulos didáticos citados no objetivo 1;
- 5- Avaliar o sistema em situação real de utilização do mesmo em uma turma de alunos de Engenharia Elétrica.

1.3 VISÃO GERAL DO SISTEMA

A elaboração de um instrumento de auxílio ao ensino de temas de Engenharia Biomédica para graduação em Engenharia Elétrica da UFSC gerou a iniciativa para o desenvolvimento da Plataforma Didática de Engenharia Biomédica - Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos. O sistema consta de elementos de *Hardware* (módulos didáticos e módulo base) com aporte de elementos de *Software* (tutoriais teórico-práticos, *software* de visualização de sinais e ambiente virtualTM de ensino).

Módulo base, módulos didáticos e *software* de visualização formam um sistema de aquisição de sinais biomédicos, que tem como objetivo o uso em aulas práticas.

Constituem os módulos didáticos:

1. Módulo de Interface Amplificador de Biopotencial;
2. Módulo didático de ECG;
3. Módulo didático de EMG;
4. Módulo didático de EOG;
5. Módulo didático de EEG;
6. Módulo de transmissão sem fios.

O tutorial teórico-prático possui conteúdo e roteiros de aula prática sobre os assuntos referentes à utilização dos módulos didáticos e aquisição de sinais, a **figura 1.1** apresenta uma visão geral do sistema.

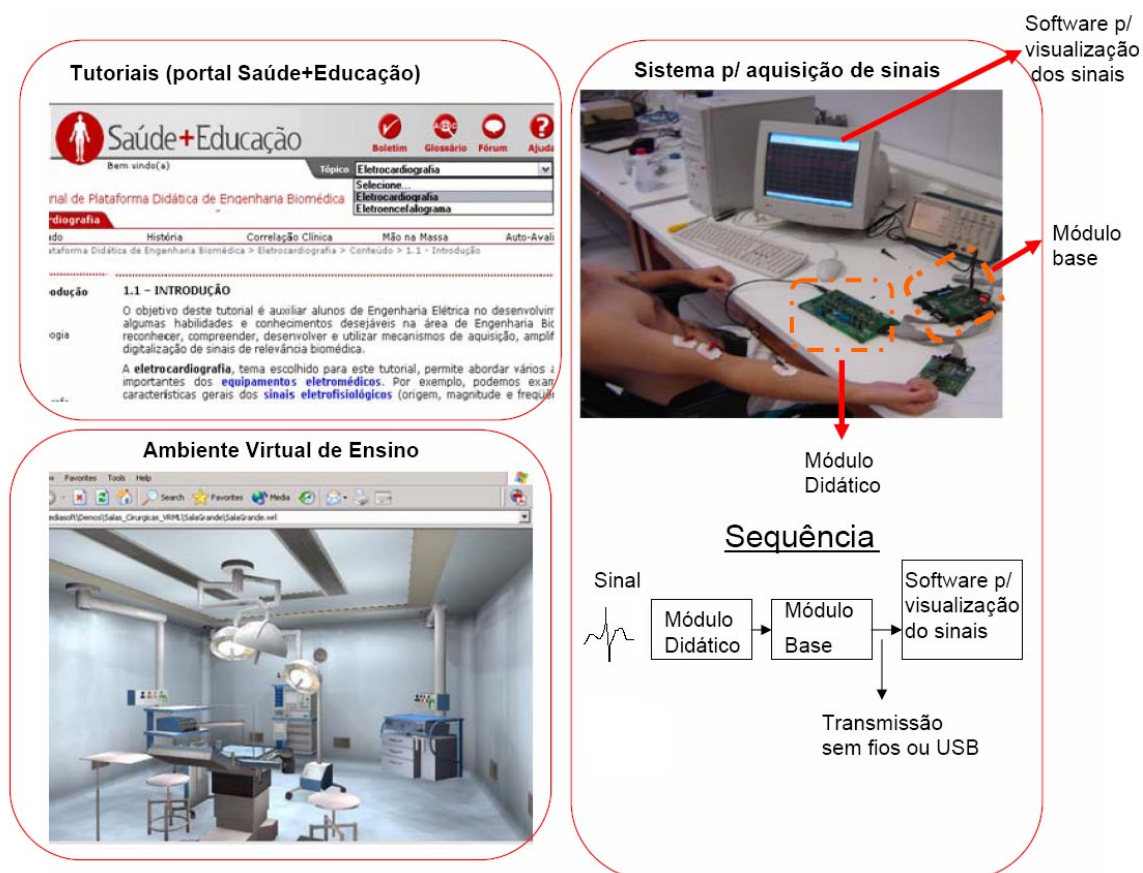


Figura 1.1-Visão geral do sistema.

Dois tópicos do tutorial dão suporte à utilização do SPSB. Um abordando o tema de eletrocardiografia, com roteiros de aula prática sobre amplificador de biopotencial e conversão A/D de biosinais e outro sobre eletroencefalografia com roteiros de aula prática sobre filtragem de sinais e transmissão sem fios.

Este trabalho de mestrado contribui com a construção do sistema, desenvolvendo módulos de aquisição de sinais de ECG, EMG e EOG além de contribuir no desenvolvimento do módulo base, *firmware* (software embarcado) para o microcontrolador do módulo base, elaboração de conteúdo para o tópico de eletrocardiografia e roteiro de aula prática sobre conversão A/D de biosinais. Os outros componentes que integram o sistema foram, ou estão sendo, desenvolvidos por outros pós-graduandos do IEB-UFSC responsáveis pela construção do sistema, ADUR (2008), ANDRIGHETTO (2008), POSSA (2008), SANTOS et al. (2007).

O módulo base é o elemento de interface entre os módulos didáticos e o computador, seu principal componente é um microcontrolador o ADuC 7026 da Analog

Devices. Ele recebe os sinais dos módulos didáticos e envia para o computador através de interface USB ou comunicação sem fios. O software de visualização permite a plotagem dos sinais na tela do computador. Os módulos didáticos (MD) têm a função de aquisição e condicionamento (amplificação, filtragem e *offset*) dos sinais para envio ao módulo base. Nos módulos didáticos podem ser encontrados alguns recursos de interface (conexão para circuito externo denominado circuito do aluno, sinal de teste que simula um sinal real de ECG, além da ponteira exploradora que serve como um osciloscópio) que possibilitam uma maior interação do aluno com o sistema, tornando o aprendizado mais interativo.

1.4 JUSTIFICATIVAS

A engenharia biomédica é uma área multidisciplinar que engloba conhecimentos das áreas da engenharia, das ciências médicas e da biologia, formada por conhecimentos e conceitos específicos. Essa especificidade torna da engenharia biomédica uma área de interface, privilegiando ações que demonstrem na prática os problemas relacionados. A aquisição de sinais eletrofisiológicos é uma aplicação que pode ser demonstrada na prática, com o uso de soluções reais que demonstram certos conhecimentos específicos à área.

Ainda sobre a questão prática, outras contribuições podem ser acrescentadas às justificativas deste trabalho. A abordagem prática agrega relações importantes no processo de ensino e aprendizagem e cria oportunidades para que o aluno seja envolvido no processo como um agente ativo, criando ações que contribuam para o seu aprendizado. Outra característica importante da abordagem prática é que esta evidencia as relações professor-aluno e aluno-aluno, fundamentais no desenvolvimento de habilidades e atitudes profissionais, como a relação em grupo e o desenvolvimento da capacidade de comunicação interpessoal.

A criação de um sistema com uma arquitetura aberta possibilita ao aluno visualizar todas as etapas do processo de aquisição de um sinal bioelétrico. Com isso é possível compreender em detalhes a função de cada elemento constituinte da cadeia de aquisição, verificando na prática a importância de cada componente no processo. A possibilidade de inserção de um circuito externo a cadeia de aquisição, substituindo um dos componentes do sistema, permite criar um desafio ao aluno, de que ele projete e monte seu próprio circuito, insira no sistema e possa ver na tela do computador o resultado de sua montagem.

Propiciando uma situação real frente à aquisição de um sinal bioelétrico em um tempo menor do que ele teria se montasse o circuito todo.

Os sinais biomédicos são sinais de pequena amplitude, como o caso do eletroencefalograma e eletrocardiograma que possuem amplitudes na ordem de μV e mV respectivamente, e apresentam elevado nível de ruído associado. Por exemplo, em um registro de ECG qualquer movimento do indivíduo pode causar artefatos originados por uma atividade muscular. Este tipo de artefato pode gerar um potencial de $12 \pm 5 \text{ mV}$ e uma duração superior a 30 ms provocando um deslocamento da linha de base do registro (GONZALES 1998). A correta análise das características e dos parâmetros associados a estes sinais depende de um sistema de aquisição que forneça um sinal de qualidade adequada, sem ruídos ou imperfeições que prejudiquem sua interpretação. Em um sistema digital de aquisição de sinais a utilização de uma resolução inadequada pode causar uma distorção no sinal, provocando a perda de informações importantes, tornando seu uso clínico inadequado.

A escolha pelo sinal de ECG para aplicação em aula prática sobre a conversão analógico-digital de sinais biomédicos esta baseada no fato de que o sinal de ECG é um dos sinais bioelétricos que necessita de uma resolução maior, 10-12 bits. Outro fato interessante é que o sinal de ECG apresenta uma forma característica bem definida, além de ser um sinal periódico e ser adquirido de forma não invasiva.

1.5 METODOLOGIA DE TRABALHO

A etapa inicial no desenvolvimento deste trabalho constitui de uma revisão bibliográfica sobre os principais tópicos relacionados ao desenvolvimento do trabalho, dos quais constam: ECG, EMG, EOG, normas associadas, conversão A/D, transmissão USB.

O projeto iniciou-se com a elaboração de um plano de trabalho composto de um cronograma com o detalhamento das atividades relacionadas ao desenvolvimento do projeto e os períodos necessários à realização de cada etapa.

Por ser um trabalho desenvolvido em grupo cada item foi discutido detalhadamente de forma a constituir uma solução integrada resultando em um produto final com funcionalidade adequada ao cumprimento do objetivo proposto, que era o desenvolver uma solução voltada ao ensino que apresenta-se caráter estritamente didático. A equipe é

formada por cinco integrantes da turma 2006 de pós-graduandos do IEB-UFSC, em conjunto com os orientadores responsáveis.

Nas etapas posteriores, deu-se prosseguimento ao cumprimento das atividades necessárias ao desenvolvimento do sistema.

Com base nas definições e pré-supostos estabelecidos pelos integrantes da equipe foi elaborado o projeto do sistema. Os elementos de *hardware* que compõe o sistema foram projetados de maneira a funcionar em conjunto entre si, formando uma solução integrada. O desenvolvimento de conteúdo para o tutorial foi elaborado com base em outros tutoriais existentes no portal, utilizando uma linguagem habitual que torna a leitura interessante e atrativa.

Para avaliação do sistema foi criado um mini-curso de engenharia biomédica na prática, com um total de doze alunos selecionados. Após o cumprimento das atividades propostas para o mini-curso foi aplicado um questionário aos alunos para avaliação do sistema.

1.6 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Este trabalho consta de seis capítulos divididos em: Introdução, Fundamentação Teórica, Matérias e Métodos, Discussões e Conclusões, nesta ordem.

No primeiro capítulo é dada uma breve introdução sobre o ensino de engenharia, onde são apresentadas algumas iniciativas na melhoria das práticas pedagógicas atuais. Nesse contexto é inserida a questão do ensino de engenharia biomédica e a contribuição dada por este trabalho.

O segundo capítulo traz uma fundamentação teórica, criando uma base para elaboração das soluções propostas neste trabalho.

Os métodos desenvolvidos e materiais utilizados na concepção do projeto são apresentados no terceiro capítulo.

O capítulo quatro traz os resultados adquiridos nos testes de funcionalidade, validação e avaliação do sistema.

O quinto capítulo traz algumas discussões sobre meios utilizados para desenvolvimento do projeto e resultados obtidos com o sistema além de possíveis trabalhos futuros.

O sexto capítulo apresenta as conclusões do trabalho realizado, suas contribuições e implicações.

CAPÍTULO 2

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Nesta seção serão abordadas algumas características fundamentais sobre os sinais bioelétricos de interesse neste trabalho (ECG, EMG e EOG), além de fundamentos e conceitos gerais sobre a aquisição de sinais biomédicos em geral, princípios de conversão analógico-digital, transmissão USB e uma breve descrição sobre as normas associadas relevantes ao desenvolvimento deste trabalho.

2.1 INSTRUMENTAÇÃO DE SINAIS BIOMÉDICOS

Os sistemas de instrumentação de sinais biomédicos determinam ou medem a quantidade, propriedade ou condição de um determinado sistema ou processo fisiológico. Sensores são usados para converter medidas físicas em grandezas elétricas. As saídas desses sensores são sinais analógicos, isto é, sinais de tempo contínuo, que são enviados para uma etapa de processamento analógico e bloco de conversão digital, onde os sinais

são amplificados, filtrados, condicionados e convertidos para forma digital (NORTHROP, 2004).

Antes de descrever e analisar os circuitos eletrônicos, necessários para condicionar os sinais encontrados na clínica médica e pesquisas biomédicas, é apropriado descrevermos as fontes e propriedades destes sinais (suas larguras de banda, amplitudes, fontes) (NORTHROP, 2004).

Os sinais biomédicos podem surgir de diversas fontes podendo receber diferentes classificações: sinais bioelétricos (gerados pelo potencial de membrana), sinais de bioimpedância (gerados por injeção de correntes, ou tensões, por exemplo, tensões senoidais, no tecido sobre teste), sinais bioacústicos (sinais acústicos produzidos por fenômenos biomédicos), sinais biomagnéticos (campos magnéticos produzidos pelo funcionamento de alguns órgãos como o cérebro), sinais biomecânicos (originados pela função mecânica de algum sistema fisiológico), sinais bioquímicos (resultam de medições químicas em tecidos vivos, ou amostras analisadas em laboratório), sinais bioópticos (resultam de funções ópticas dos sistemas biológicos, ocorrem naturalmente ou por indução de um processo de medição) (COHEN, 2006).

A **tabela 2.1** apresenta alguns sinais e suas principais características, amplitude, faixa de frequência, modo de aquisição.

Os sinais de interesse para esse trabalho ECG, EMG e EOG recebem a classificação de sinais bioelétricos. O sinal bioelétrico é gerado por células nervosas e células musculares. Sua fonte é o potencial de membrana, que sobre certas condições pode ser excitado para gerar um potencial de ação. Nas medidas em uma única célula, onde microeletrodos e sensores específicos são utilizados, o potencial de ação é o próprio sinal biomédico. Em medições onde os eletrodos de superfície são usados como sensores, o campo elétrico gerado pela ação de muitas células, distribuído na vizinhança dos eletrodos, constitui o sinal bioelétrico. O fato de que os biosistemas mais importantes utilizam células excitáveis torna possível o uso de biosinais para estudo e monitoração do funcionamento de muitos sistemas. O campo elétrico se propaga através do meio biológico, desse modo o potencial pode ser adquirido em posições relativamente adequadas na superfície, eliminando a necessidade de violar (invadir) o sistema. O sinal bioelétrico requer um transdutor relativamente simples para sua aquisição.

Tabela 2.1 - Sinais Bioelétricos indicando faixa de frequência, amplitude e tipo de aquisição. Adaptado de (COHEN, 2006).

Classificação	Aquisição	Faixa de frequência	Faixa dinâmica	Comentários
Bioelétrico				
Potencial de Ação	Microeletrodos	100 Hz- 2 kHz	10 μ V-100 mV	Medição invasiva do potencial de membrana da célula
Eletroneurograma (ENG)	Eletrodo de agulha	100 Hz- 1 kHz	5 μ V-10 mV	Potencial de um feixe de Nervos
Eletrorretinograma (ERG)	Microeletrodo	0,2 – 200 Hz	0,5 μ V-1mV	Potenciais evocados gerados pela estimulação luminosa
Eletrooculograma (EOG)	Eletrodo de superfície	dc -100 Hz	10 μ V-5 mV	Potencial de repouso córneo-retinal
Eletroencefalograma (EEG)	Eletrodo de superfície			
Superfície		0,5 – 100 Hz	2-100 μ V	Potenciais de escalpo multicanal 6-32
faixa delta		0,5- 4 Hz		Jovens crianças, sono profundo e patologias
faixa teta		4- 8 Hz		Áreas centrais e temporais durante estados de alerta
faixa alfa		8- 13 Hz		Acordado, relaxado, olhos fechados
faixa beta		13- 22 Hz		
fusos do sono		6- 15 Hz	50- 100 μ V	Rajadas que duram de 02-06 seg
complexos K		12- 14 Hz	100- 200 μ V	Rajadas durante o sono moderado e profundo
Potenciais evocados			0,1- 20 μ V	Resposta do cérebro a potenciais de estímulo
Visual		1- 300 Hz	1- 20 μ V	Registros do lobo occipital, 200 ms de duração
Somatosensorial	Eletrodo de Agulha	2 Hz- 3 kHz		Córtex sensorial
Auditivo		100 Hz- 3 kHz	0,5- 10 μ V	Registros no vertex
Eletromiograma (EMG)				
Fibra única		500 Hz- 10 kHz	1- 10 μ V	Potenciais de ação de uma única fibra muscular
Potencial de ação da unidade motora		5 Hz- 10 kHz	100 μ V- 2 mV	
EMG de superfície				
Músculo esquelético		2- 500 Hz	50 μ V- 5 mV	
Músculo liso		0,01- 100 Hz	10 μ V- 100 mV	
Eletrocardiograma (ECG)		0,05 – 100 Hz	1- 10 mV	
ECG de alta resolução		100 Hz- 1 kHz	100 μ V- 2 mV	Aparecimento de entalhes de baixa amplitude e alta frequência no ECG

É necessário um transdutor porque a condução da eletricidade no meio biomédico é realizada na forma de íons, enquanto que a condução nos sistemas de medição é por

elétrons. Todos estes fatores resultam no amplo uso do sinal bioelétrico em muitos campos da biomedicina (COHEN, 2006).

Um esquema mostrando um sistema geral de aquisição é apresentado na **figura 2.1**.

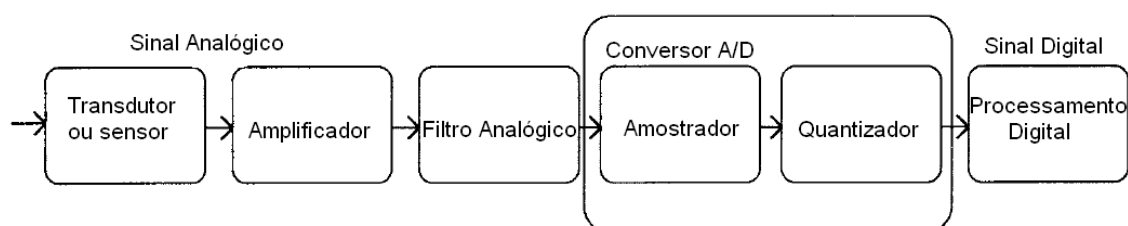


Figura 2.1 – Diagrama de blocos geral de um processo de aquisição de um sinal digital, (adaptado de COHEN, 2006).

Diversas grandezas físicas resultam de medidas dos sistemas biológicos. Elas incluem quantidades eletromagnéticas (correntes, diferenças de potenciais, intensidades de campo, etc.), bem como as mecânicas (pressão, temperatura, movimentos, etc.). Sinais elétricos são detectados por sensores (geralmente eletrodos), enquanto grandezas não elétricas são primeiro convertidas em sinais elétricos, que podem ser facilmente tratados, transmitidos e gravados (MAINARDI *et al.*, 2006).

Um bloco de pré-processamento é geralmente necessário para amplificar e filtrar o sinal, fazendo com que o sinal satisfaça os requisitos de *hardware*, bem como tenha amplitude adequada à faixa dinâmica do conversor analógico-digital e também para compensar algumas características indesejáveis do conversor ou para reduzir uma porção de ruídos indesejáveis. Além disso, os sinais contínuos no tempo devem ser limitados em banda antes do conversor analógico-digital. Deste modo uma operação é necessária para reduzir o efeito do “*aliasing*” (recobrimento) produzido pela amostragem. É importante lembrar que o procedimento de aquisição deve preservar a informação contida na forma de onda do sinal original. Este é o ponto crucial no registro de sinais biológicos, do qual as características podem frequentemente ser consideradas por médicos como índices de alguma importante patologia (por exemplo, o deslocamento do segmento ST¹ em um sinal de ECG pode ser considerado como um indicador de isquemia, o valor de pico padrão em

¹ Segmento ST - Espaço que compreende o fim do complexo QRS e o início da onda T do eletrocardiograma e corresponde ao período de repolarização ventricular.

um traçado de EEG pode ser um sinal de epilepsia, e assim por diante). Dessa maneira o sistema de aquisição não deve introduzir qualquer forma de distorção que possa ser interpretada de maneira errada ou possa destruir as alterações de uma patologia real. Por este motivo, o bloco de filtragem analógico deve ser projetado com resposta em frequência de módulo constante e fase linear (ou fase zero). Esses requisitos fazem com que o sinal chegue sem distorção à entrada do conversor A/D (MAINARDI *et al.*, 2006).

A forma de onda do sinal analógico é então convertida em um sinal digital pelo conversor A/D de modo que possam ser facilmente tratados pelos processadores digitais. A conversão A/D pode ser dividida em duas etapas, conforme mostrado na **figura 2.1**. No processo de amostragem os sinais são convertidos em séries discretas (os elementos são denominados amostras) e no processo de quantização os valores de amplitude para cada amostra correspondem a um determinado grupo de valores discretos (MAINARDI *et al.*, 2006).

2.2 ELETROCARDIOGRAMA

O eletrocardiograma é o registro da atividade elétrica do coração na superfície do corpo, é realizado segundo um processo completamente não invasivo e as informações obtidas a partir de sua análise permitem avaliar o estado funcional do coração.

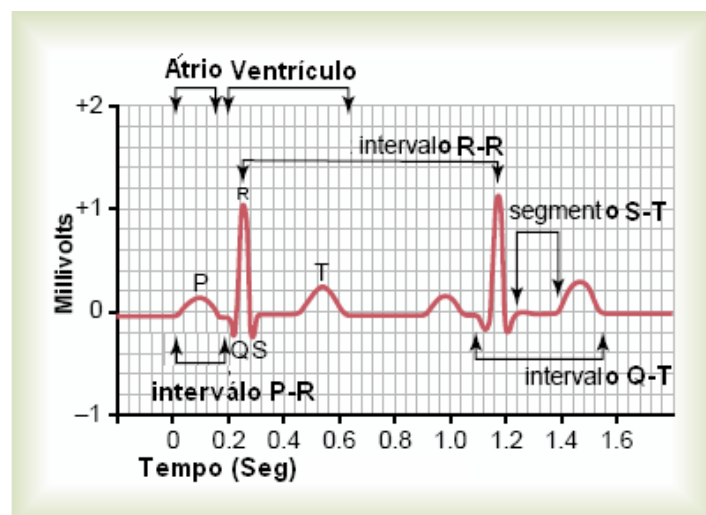


Figura 2.2-Exemplo do registro de um ECG normal. A onda P corresponde à despolarização dos átrios, o complexo QRS corresponde à despolarização dos ventrículos e a onda T corresponde à repolarização dos ventrículos. Adaptado de (GUYTON, 2006).

O sinal de ECG tem uma amplitude de pico de aproximadamente 1 mV. A faixa de frequência utilizada na aquisição do sinal depende da aplicação desejada. Registros clínicos utilizam uma faixa de 0,05- 100 Hz e registros de monitoração de 0,5-50 Hz. Uma terceira largura de banda é utilizada em medidores de frequência cardíaca (cardiotacômetros) que utilizam um filtro passa-banda centrado em 17 Hz, maximizando a relação sinal ruído para detecção do complexo QRS (TOMPKINS, 1995).

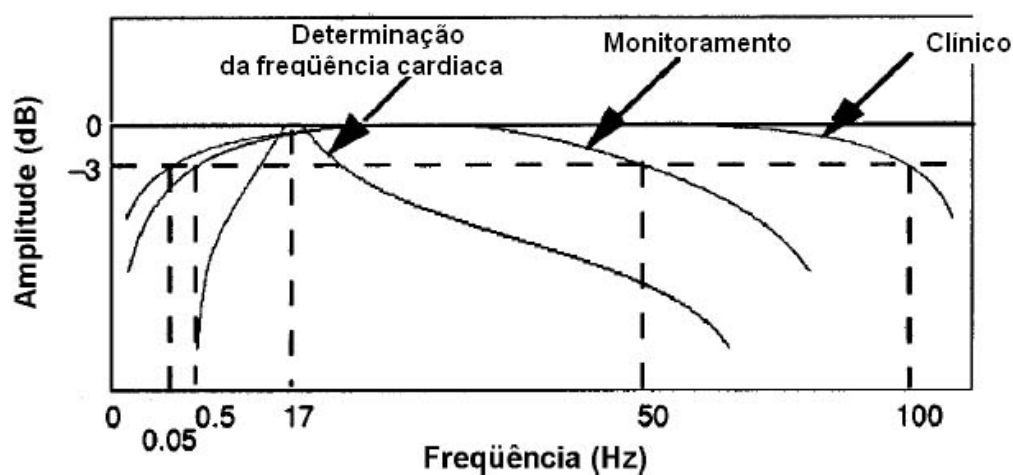


Figura 2.3 – Larguras de banda utilizadas em eletrocardiografia (TOMPKINS, 1995).

Os potenciais gerados pela atividade elétrica do coração, ondas de polarização e despolarização, podem ser registrados por um sistema de medição aplicando-se eletrodos em diferentes posições na superfície do corpo. Na prática são utilizadas posições pré-definidas que são chamadas de derivações.

O primeiro sistema de derivações, conhecidas como derivações bipolares, foi concebido por Einthoven. Este sistema apresenta três derivações: I, II e III, onde cada derivação registra a diferença do potencial cardíaco entre dois membros. Neste sistema o coração encontra-se no meio de um triângulo, conhecido como triângulo de Einthoven, cujos vértices estariam representados pelo braço direito, braço esquerdo e perna esquerda, conforme mostrado na **figura 2.4**. A derivação I é registrada por eletrodos colocados no braço direito e braço esquerdo; a derivação II, por eletrodos colocados no braço direito e perna esquerda e a derivação III, por eletrodos no braço esquerdo e na perna esquerda (GUYTON, 2006).

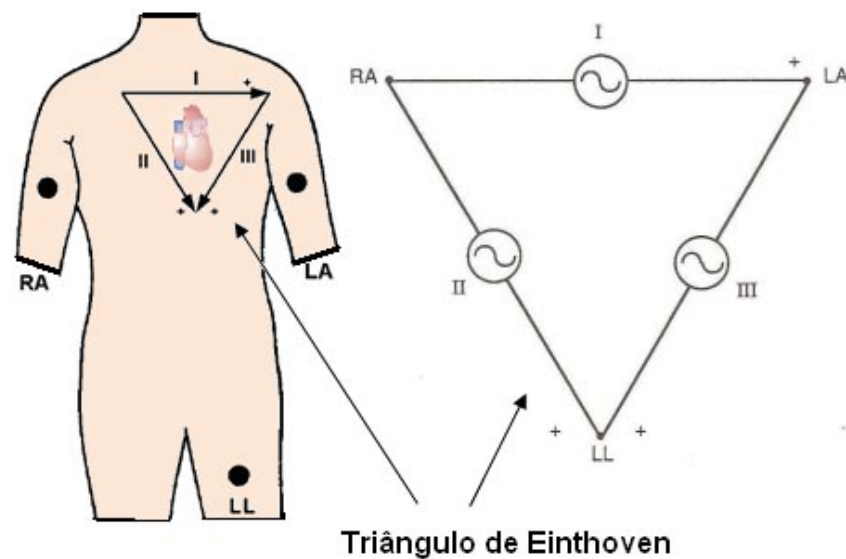


Figura 2.4 – Triângulo de Einthoven e o sistema de derivações bipolares. Os pontos RA, LA e LL (abreviatura em inglês dos membros correspondentes) definem as posições dos eletrodos. Adaptado de (MARTINCOSKY 2003) e (TOMPKINS 1995).

A **figura 2.4** mostra que pode-se ter potenciais diferentes entre os membros, funcionando como fontes de tensão ideais. Pela lei de Kirchhoff, a soma das tensões ao longo da malha é igual à zero, assim (TOMPKINS 1995):

$$I + II + III = 0$$

Podemos reescrever estas equações e expressar qualquer uma das derivações em função das outras duas (TOMPKINS 1995):

$$II = I + III;$$

$$I = II + III;$$

$$III = II + I.$$

Além das derivações bipolares¹ o eletrocardiograma clínico apresenta outras 9 derivações unipolares². Três conhecidas como derivações aumentadas ou de Goldberg (aVR, aVF e aVL) e seis conhecidas como derivações precordiais (V1, V2, V3, V4, V5 e V6), conforme mostra a **figura 2.5**. As derivações aumentadas requerem uma rede de resistores a qual é a média dos potenciais de dois membros enquanto é medido o do terceiro. As seis derivações precordiais (V1, V2, V3, V4, V5, V6) são adquiridas com

¹ Bipolar – Derivações bipolares registram a diferença de potencial entre dois eletrodos.

² Unipolar - No caso das derivações unipolares o potencial registrado é concebido como o valor absoluto do potencial de cada ponto em relação a um ponto médio, com potencial de referência igual a zero.

referência ao terminal central de Wilson que é a média dos potenciais dos três membros. Cada uma das seis derivações V1-V6 são adquiridas em diferentes posições no tórax

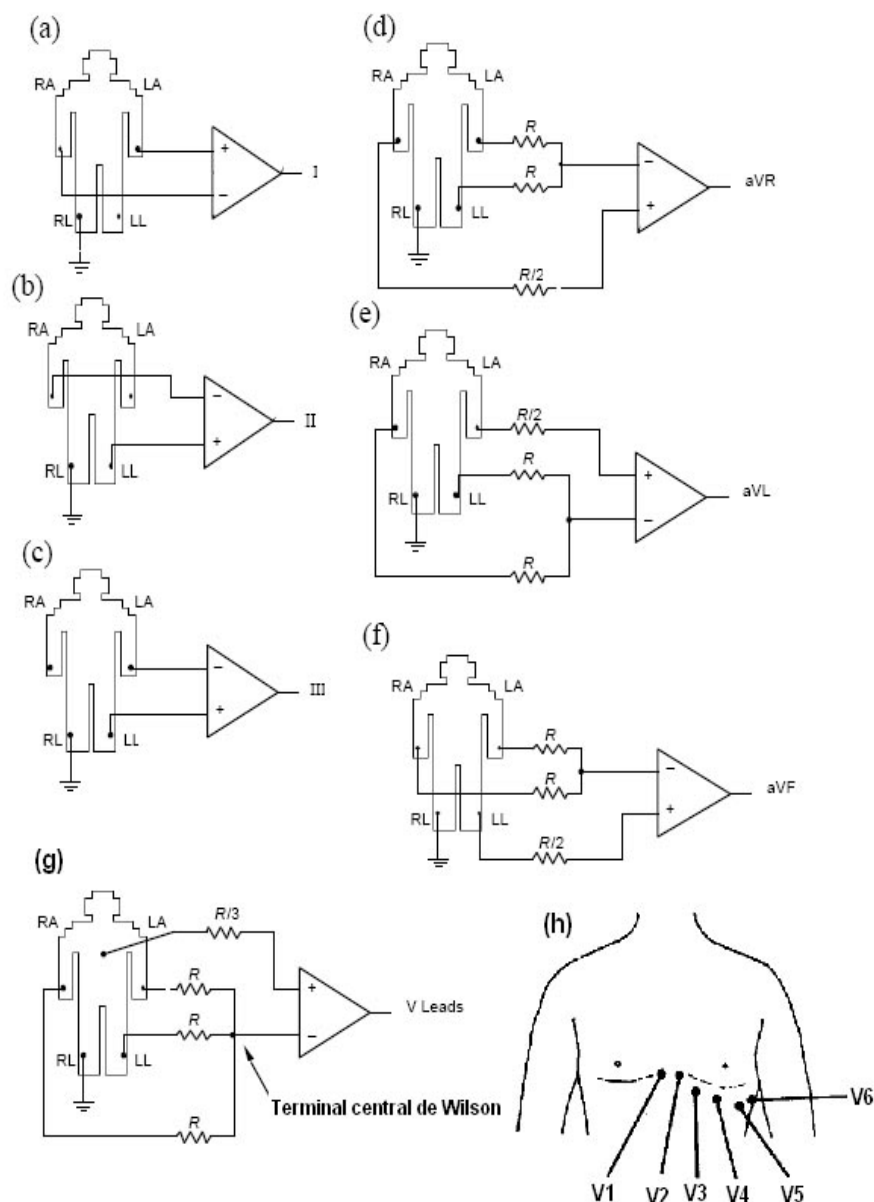


Figura 2.5 – Doze derivações padrão utilizadas no ECG clínico. a) Derivação I. b) Derivação II. c) Derivação III. Letras d, e, e f representam as derivações aumentadas as letras g e h as derivações precordiais. Adaptado de (TOMPKINS 1995).

Mais informações sobre este tópico podem ser encontradas pelo leitor em boas referências, tais como: GUYTON (2006), TOMPKINS (1995), SILVERTHON (2003).

2.3 ELETROMIOGRAMA

O movimento e a posição dos membros são controlados por sinais elétricos que percorrem o caminho entre os músculos e o sistema nervoso central e periférico. Quando entidades patológicas atingem o sistema motor, seja na medula espinhal, nos neurônios motores, nos músculos ou nas junções neuromusculares, ocorre uma mudança das características dos sinais elétricos nos músculos. A eletromiografia é o registro e a interpretação dos potenciais de ação destes músculos (HENNENBERG, 2006). A representação gráfica destes potenciais é o que chamamos de eletromiograma (EMG), a **figura 2.6** mostra a representação de um sinal eletromiográfico. Este sinal representa a corrente gerada pelo fluxo iônico através da membrana das fibras musculares, o qual se propaga através dos tecidos até chegar ao lugar onde será registrado (GONZALES, 1998).

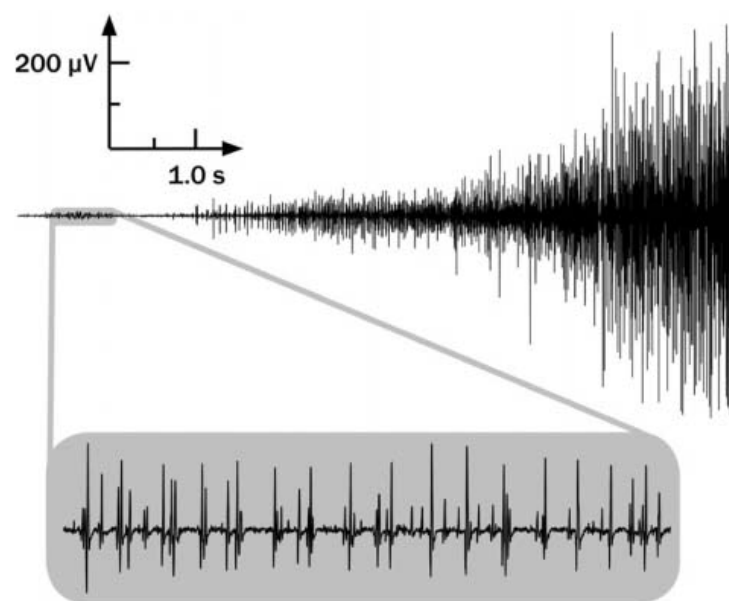


Figura 2.6 – Sinal de EMG adquirido com eletrodos de superfície fixados na pele sobre o primeiro músculo interósseo dorsal na mão. O sinal aumenta em amplitude à medida que a força realizada pelo músculo aumenta (DE LUCA, 2006).

A unidade funcional do músculo é chamada de unidade motora, quando se ativam as fibras musculares de uma unidade motora se gera um sinal elétrico que emana destas e que pode ser registrado através de um eletrodo como um potencial de ação dessa unidade motora, este consiste a unidade fundamental do sinal eletromiográfico. A manifestação elétrica do potencial de uma unidade motora é acompanhada de um movimento contrátil das fibras musculares (GONZALES, 1998).

Dois tipos principais de eletrodos são utilizados na detecção dos sinais de EMG: os eletrodos de superfície e os eletrodos de agulha. O registro realizado com eletrodos aderidos a superfície da pele (EMG de superfície) próximos ao músculo de interesse são adequados para adquirir sinais de grandes músculos ou de músculos superficiais, enquanto os eletrodos de agulha são mais utilizados no registro de potenciais de músculos profundos ou unidades motoras individuais (GONZALES, 1998).

O tipo de registro de interesse utilizado neste trabalho será o EMG de superfície. Os sinais adquiridos neste tipo de registro geralmente se encontram em uma faixa de amplitude típica entre 50 μ V- 5 mV e largura de banda de 2-500 Hz (COHEN, 2006).

A configuração utilizada para colocação dos eletrodos de registro é de fundamental importância para detectar os potenciais elétricos do músculo em questão. As duas configurações utilizadas no EMG de superfície são a monopolar e a bipolar. A configuração monopolar consiste em colocar um eletrodo em uma determinada posição, de tal maneira que se detectem os potenciais elétricos deste ponto específico com relação a um eletrodo de referência, o qual está localizado em outro lugar que se considere eletricamente neutro, ou que contenha sinais elétricos que não sejam relacionados com o evento a ser medido. Esta configuração detecta todos os sinais elétricos próximos à superfície de detecção, incluindo sinais não desejados. A configuração bipolar não representa os problemas anteriores, já que utiliza duas superfícies de detecção para registrar dois potenciais no tecido muscular de interesse com respeito a um eletrodo de referência. Ambos os eletrodos são conectados a um amplificador diferencial que permite reduzir quaisquer sinais comuns aos dois canais (DE LUCA, 2006). A **figura 2.7** mostra um exemplo de cada configuração, monopolar e bipolar.

Mais informações sobre este tópico podem ser encontradas pelo leitor em boas referências, tais como: DE LUCA (2006), GONZALES (1998), HENNENBERG (2006).

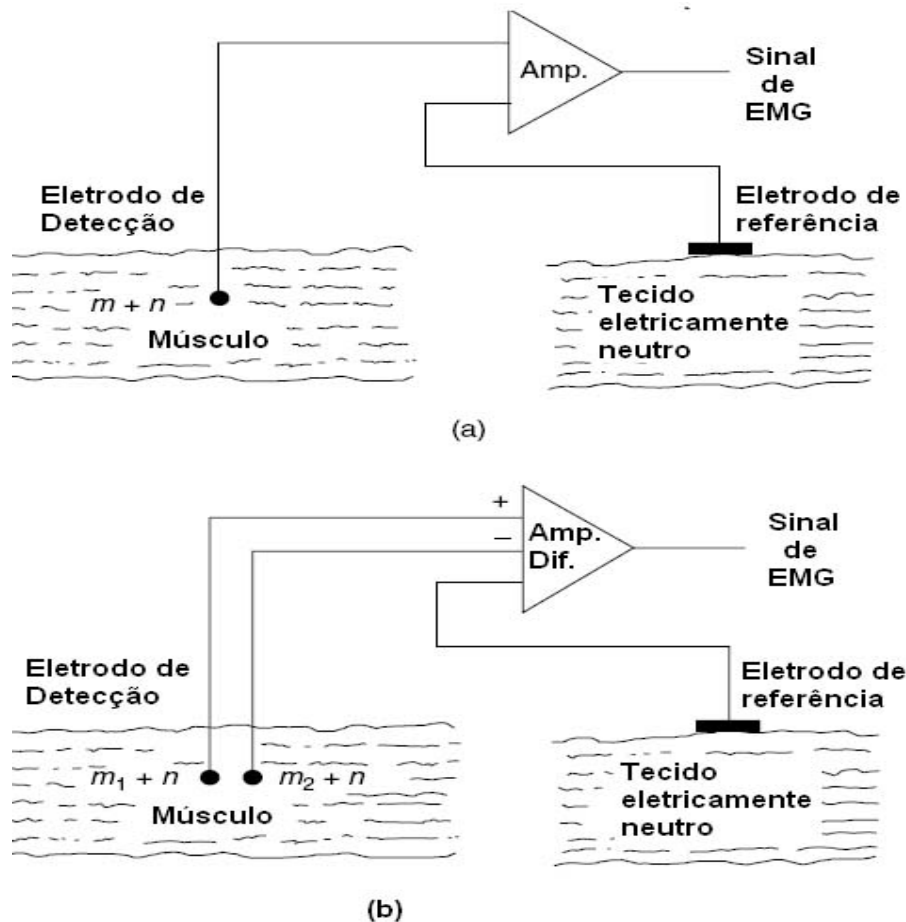


Figura 2.7 – a) Arranjo de eletrodos monopolar. b) Arranjo de eletrodos bipolar. Note que no arranjo bipolar os sinais são adquiridos em pontos diferentes, no entanto o ruído é comum às duas entradas do amplificador. Adaptado de (DE LUCA 2006).

2.6 ELETROOCULOGRAMA

Existem diversas técnicas de medição do movimento dos olhos com uma variedade de aplicações: investigação durante a leitura, estudos do sono, neurologia, otorrinolaringologia, e outras (GONZALES, 1998). Dentro destas técnicas se encontra a eletrooculografia. A eletrooculografia é um método de detecção do movimento dos olhos e é baseada no registro do potencial estabelecido entre a córnea e a retina (potencial córneo-retinal) gerado por hiperpolarizações e despolarizações existentes entre a córnea e a retina. Este potencial pode ser considerado como um dipolo elétrico constante com um pólo negativo no fundo e um pólo positivo na córnea. O potencial estabelecido no olho pode ser estimado pela medida da tensão induzida sobre um sistema de eletrodos posicionados ao

redor dos olhos enquanto o olho se movimenta, assim é obtido o EOG (movimento do sinal elétrico do dipolo ocular) (BAREA *et al.*, 2002).

O eletrooculograma é obtido por cinco eletrodos posicionados ao redor dos olhos, como mostra a **figura 2.8**. Os sinais de EOG são obtidos por dois eletrodos um no canto direito e outro no canto esquerdo (D-E) para detectar o movimento horizontal e outro par acima e abaixo do olho (B-C) para detectar o movimento vertical. Um eletrodo de referência é colocado na testa (A) (BAREA *et al.*, 2002).

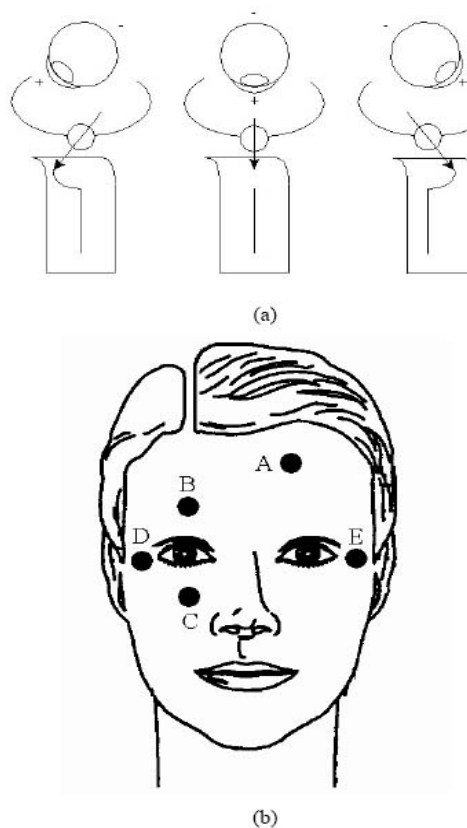


Figura 2.8 – a) Dipolo ocular; b) Posição dos eletrodos para registro do EOG. Os eletrodos (D-E) registram o movimento horizontal e (B-C) o vertical, (A) é o eletrodo de referência (BAREA *et al.*, 2002).

Os sinais de EOG estão na faixa de 0-100 Hz com amplitude entre $10\mu\text{V}$ -5 mV (COHEN, 2006).

Maiores informações sobre este tópico podem ser encontradas pelo leitor em boas referências, tais como: GONZALES (1998), ARDEN & CONSTABLE (2006).

2.7 CONVERSÃO ANALÓGICO-DIGITAL DE BIOSINAIS

A meta final de um sistema de conversão de sinais biomédicos é converter o sinal para uma representação digital com o mínimo de perda de informação. A capacidade do computador de analisar e representar visualmente os sinais biomédicos é de pouca utilidade se o sinal analógico biomédico não puder ser adquirido e convertido com exatidão para uma representação digital (TOMPKINS, 1995). As informações contidas nos sinais podem identificar ou indicar a presença de patologias. Qualquer alteração que modifique as características do sinal pode prejudicar o diagnóstico feito pelo especialista. Para isso é necessário um sistema de conversão de dados que não provoque alterações que prejudiquem a correta interpretação das informações contidas no sinal. Este tópico discute as teorias básicas da conversão A/D e as especificidades de um sistema de *hardware* requeridas em um sistema de conversão típico.

Os sinais na forma digital possuem inúmeras vantagens em relação aos analógicos, dentre as quais se destacam: maior imunidade ao ruído; maior facilidade no processamento que pode ser realizado pelos microprocessadores; possibilidade da compreensão dos sinais, permitindo uma redução do tamanho da informação, além do fato de facilitar o seu armazenamento e aumentar as taxas efetivas de transmissão dos dados (GARCIA & MARTINI 2006).

Sinais elétricos de tensão, corrente, imagem, som são em essência **sinais analógicos**, havendo a necessidade da conversão dessas grandezas no formato digital e assim realizar seu processamento e transmissão. Quando essas variáveis são recebidas e disponibilizadas ao ser humano, devem ser novamente transformadas na forma analógica. Essa conversão de formatos é realizada pelos circuitos conversores Analógico/Digital (A/D) e Digital/Analógico (D/A) (GARCIA & MARTINI 2006).

O que o conversor A/D faz é adquirir amostras do sinal analógico ao longo do tempo (amostragem). Cada amostra é então convertida em um código digital correspondente (quantização), considerando seu nível de tensão. A **figura 2.9** mostra um sinal quantizado com 4 bits.

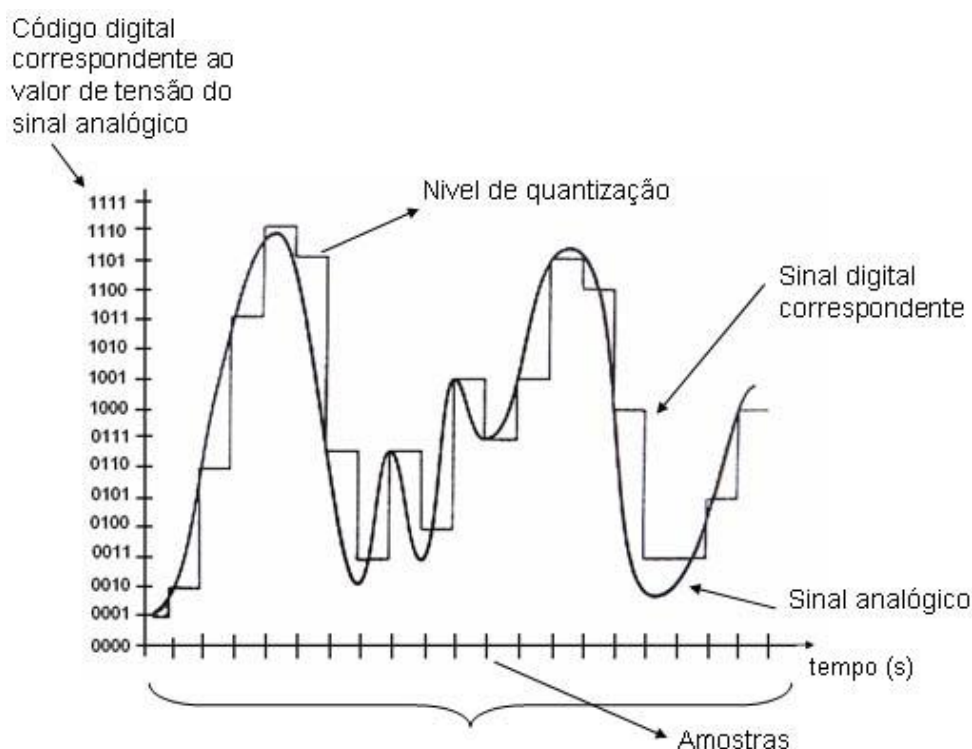


Figura 2.9 – Sinal quantizado com 4 bits.

O intervalo de tempo entre as amostras está relacionado com a frequência de amostragem do processo de conversão. A **figura 2.10** mostra um exemplo de divisão do sinal em amostras. Quando um sinal analógico é amostrado a uma frequência (f) de 100 kHz significa que em 1 segundo serão capturadas 100 mil amostras do sinal, correspondendo a um intervalo de tempo de 100 μ s entre cada amostra.

Durante a reconstrução do sinal, realizada pelo conversor digital analógico, os valores digitais são convertidos novamente em valores de tensão. Assim, quanto maior a frequência de amostragem mais pontos serão utilizados na reconstrução do sinal, produzindo um resultado com maior aproximação do sinal original. Se utilizarmos uma taxa de amostragem muito alta precisaremos de uma alta capacidade de processamento e armazenagem para manipular muitos dados. No entanto, se for utilizada uma taxa de amostragem muito baixa o sinal será reconstruído a partir de um número muito pequeno de amostras e o sinal reproduzido será muito diferente do sinal analógico original, ocorrendo o que chamamos de *aliasing* (um exemplo de aliasing pode ser visto na **figura 2.11**).

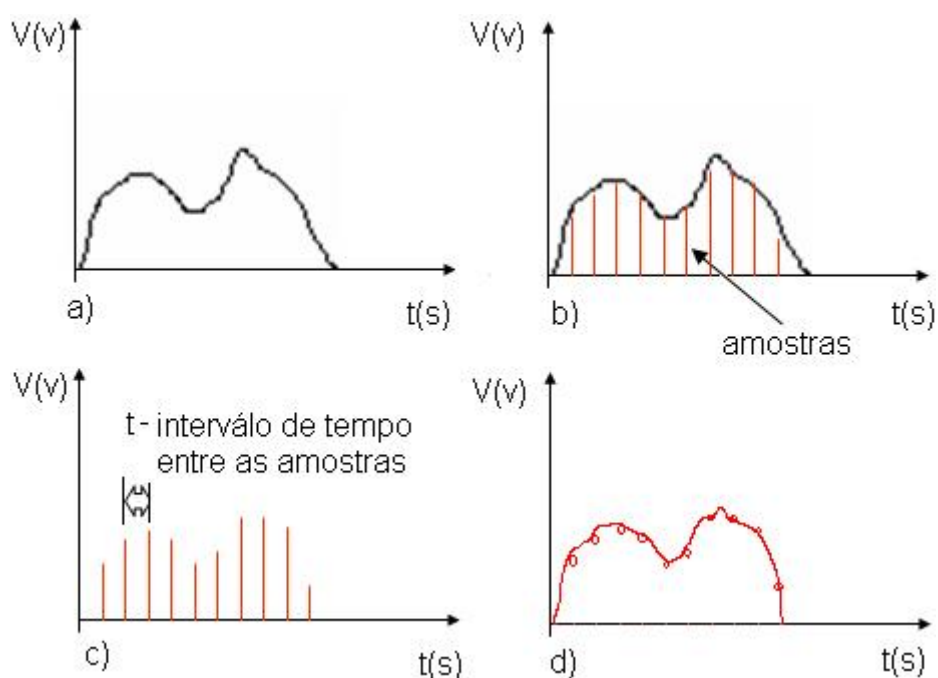


Figura 2.10 – Divisão do sinal em amostras (amostragem), processo realizado pelo conversor A/D, figuras (a) e (b); reconstrução do sinal a partir de amostras processo realizado pelo conversor D/A, figuras (c) e (d).

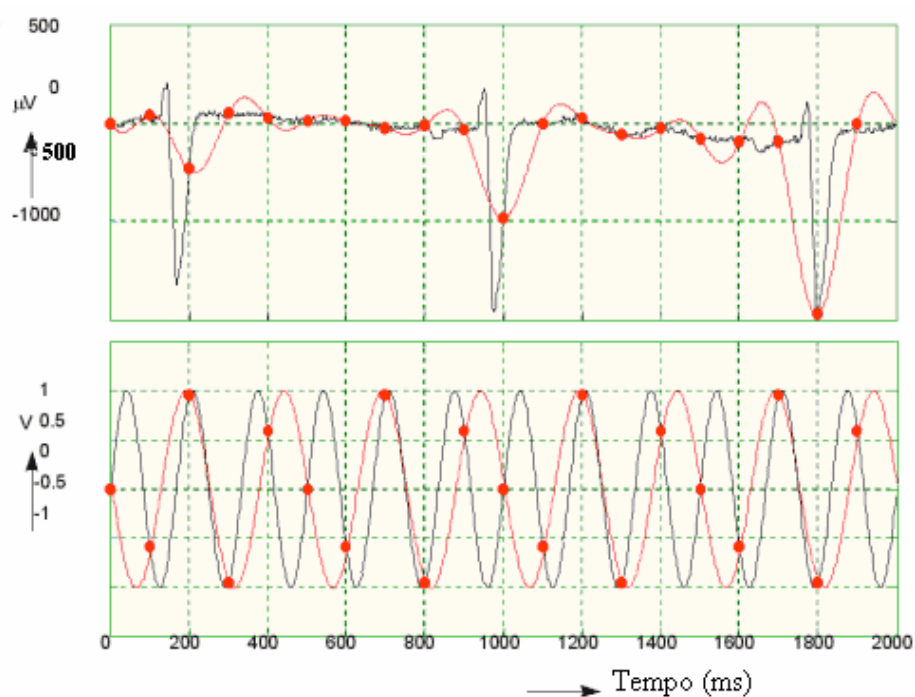


Figura 2.11 - O efeito de frequências de amostragem consideradas baixas sobre a forma de onda do sinal, a letra (a) mostra um sinal de ECG e a letra (b) um sinal senoidal. Adaptado de (BEMMEL & MUSSEN, 1997).

A **figura 2.11** mostra a parte da informação do sinal que é perdida. Na letra (a) é mostrado um sinal de ECG e na figura (b) uma onda senoidal. O sinal original é indicado com uma linha preta, o sinal que é amostrado a uma frequência considerada baixa é indicado com uma linha vermelha. Os pontos de amostragem adquiridos a uma frequência baixa são indicados em vermelho. Como pode ser visto em ambos os sinais certos valores de amplitude são perdidos

Mas, como saber qual frequência de amostragem que se deve utilizar para que não ocorra perda de informação do sinal durante o processo de conversão? Este critério é descrito pelo teorema de *Nyquist*, que diz:

“Para um sinal contínuo de banda limitada que não contenha componentes de frequência superiores a $f_{\text{máx}}$, o sinal original pode ser completamente reconstruído sem distorção se for amostrado a uma taxa de no mínimo $2 \times f_{\text{máx}}$ amostras/segundo (TOMPKINS, 1995).”

No processo de conversão analógico-digital, cada valor de tensão instantâneo correspondente a cada amostra é convertido em um código digital. O número de bits do código correspondente é associado ao número de bits do conversor. Um conversor de 8 bits contém 2^n níveis de quantização, ou $2^8 = 256$ níveis (níveis de quantização) do código digital que vão corresponder aos valores de tensão do sinal analógico. A **figura 2.12** mostra os valores digitais correspondentes aos níveis de quantização de um sinal.

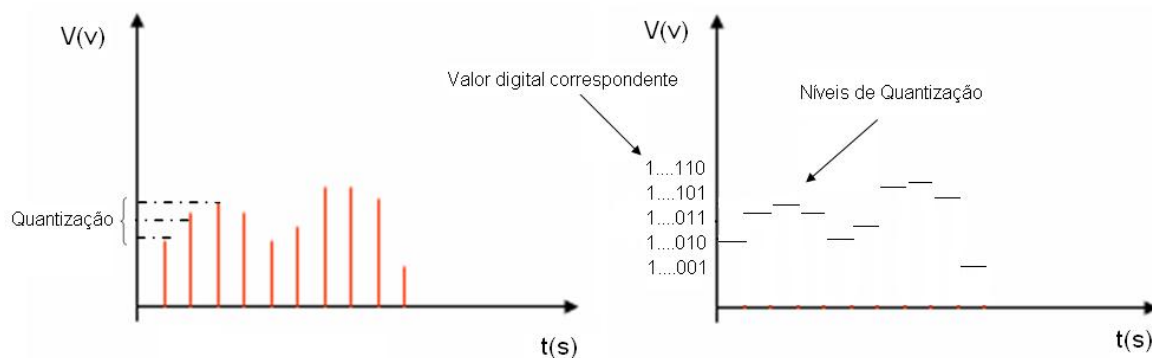


Figura 2.12 – Valores digitais atribuídos aos níveis de quantização.

O número de bits está relacionado à resolução do conversor. Isso pode ser ilustrado dividindo-se o eixo Y em um número de pontos, ou níveis de quantização, igual a 2^n , onde n é o número de bits. Um conversor de 8 bits apresenta $2^8 = 256$ posições no seu código digital, que podem representar os valores de tensão do sinal analógico original. Se tivermos

um conversor de 8 bits com 256 níveis de quantização e utilizarmos uma faixa de valores de tensão para a entrada do conversor (tensão de referência do A/D) de 5 Volts o intervalo possível de tensão entre cada posição do código (resolução) seria de $5/256 = 0,01953125$ Volts. Ou seja, resolução é a mínima variação de tensão na entrada que pode ser detectada pelo conversor produzindo alteração no código digital. Um aumento da resolução é conseguido com um aumento no número de bits. O que acontece quando utilizamos um conversor de baixa resolução é que certos valores do sinal analógicos de entrada que são representados por tensões diferentes, são representados na saída pelo mesmo código digital. Desta forma, alguma informação é perdida e uma distorção é introduzida no sinal. É o que se chama de Ruído de quantização (TEXAS INSTRUMENTS, 1999).

A distância entre os níveis de quantização, ou passo entre os níveis de quantização, é definida como 1LSB (um Bit Menos Significativo) e é freqüentemente usada como unidade de referência para outras especificações. Ela também é uma medida da resolução do conversor já que esta define em quantas porções o máximo sinal de entrada foi dividido. Portanto, $\frac{1}{2}$ LSB representa uma quantidade analógica igual à metade da resolução analógica (TEXAS INSTRUMENTS, 1999). A **figura 2.13** mostra o erro de quantização associado à resolução do conversor. Conforme mostra à **figura 2.13** a relação sinal/ruído (SNR) pode ser expressa por:

$$SNR = 6,02 n + 1,76 \text{ dB}$$

onde n é o número de bits do conversor.

Isso mostra que o acréscimo de cada bit no conversor equivale a um aumento na SNR de aproximadamente 6 dB.

Para se saber o número de bits necessário é preciso determinar o nível de ruído desejável. A **tabela 2.2** traz a relação do número de bits adequado para a conversão de alguns sinais biomédicos. Os sinais analógicos podem ser convertidos em códigos digitais por muitos métodos, incluindo integração, aproximações sucessivas, conversão paralela (flash), modulação delta, modulação por código de pulso, e conversão sigma delta. Dois dos processos de conversão analógico-digital os mais comuns são a conversão por aproximações sucessivas e a conversão A/D paralela ou flash (GARROD, 1997). Mais informações sobre o funcionamento destes conversores A/D podem ser encontradas em boas referências tais como: GARROD (1997) e GARCIA & MARTINI (2006).

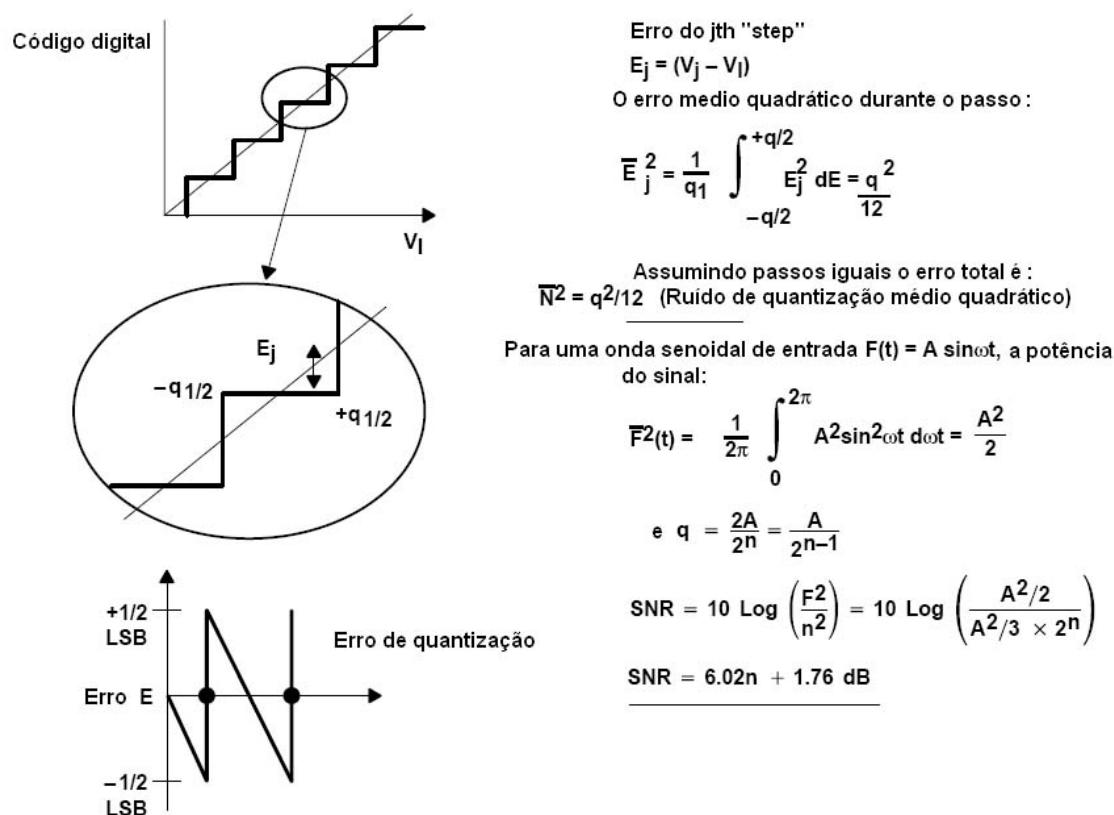


Figura 2.13 – Efeito da quantização (TEXAS INSTRUMENTS, 1999).

Tabela 2.2 - Sinais Biomédicos e Quantização, número de bits, (adaptado de BEMMEL & MUSSEN, 1997).

Faixas de frequência, Amplitudes, e Quantização de alguns dos sinais biomédicos mais utilizados			
Sinal	Faixa de frequência (Hz)	Amplitude	Quantização (bits)
Eletroencefalograma	0.2-50	600 μ V	4-6
Eletrooculograma	0.2-15	10 mV	4-6
Eletrocardiograma	0.15-150	10 mV	10-12
Eletromiograma	20-8000	10 mV	4-8
Pressão sanguínea	0-60	400 mm Hg	8-10
Espirograma	0-40	10 L	8-10
Fonocardiograma	5-2000	80 dB	8-10

2.8 TRANSMISSÃO USB

2.8.1 Introdução

A porta USB (*Universal Serial Bus*) foi desenvolvida com o objetivo de criar um novo padrão de comunicação entre o computador e dispositivos periféricos. O resultado foi uma interface versátil de velocidade moderada, substituindo interfaces existentes de baixa velocidade, podendo ser utilizada em todos os tipos de computadores.

Desde sua invenção, as portas USB vêm evoluindo e já passaram por algumas versões. A versão atual é a 2.0 (também chamada de *High-Speed*). Possui uma velocidade de transferência bem superior às versões anteriores, mas ainda é compatível com estas. A velocidade é limitada a menor versão. A versão 1.1 (*Low-Speed*) possui uma taxa de transferência máxima de 10 Mbps, enquanto a versão 2.0 atinge 480 Mbps (OLIVEIRA, 2006).

Ela oferece como benefícios:

- Transferência de dados rápida e segura;
- Detecção automática de dispositivos, isto porque o USB incorpora a tecnologia *plug-and-play*;
- Expansão do número de portas, visto que um barramento USB pode endereçar até 127 dispositivos.
- Conexões simples, se comparado com os seus antecessores os conectores paralelo e serial.

Os componentes físicos da USB consistem de circuitos, conectores e cabos entre o *Host* e os dispositivos (AXELSON, 1999). O *Host* é um computador que contém dois componentes: um controlador *Host* e um *Hub* raiz. Estes trabalham em conjunto para possibilitar o sistema de comunicação a operar com os dispositivos no barramento. O controlador *Host* formata os dados para transmitir pelo barramento e traduz os dados recebidos para um formato que os componentes do sistema operacional consigam compreender (AXELSON, 1999). A **figura 2.14** mostra a topologia de um sistema USB. O controlador *Host* é responsável por detectar a inserção e a remoção de um dispositivo do sistema; gerenciar o fluxo de dados e de controle; monitorar o estado das transferências; e

controlar a interface elétrica entre ele e os dispositivos (ZELENOVSKY & MENDONÇA, 1999).

A tecnologia USB não é de domínio público. Cada fabricante de equipamentos eletrônicos que a utiliza compra uma licença. Através do site (www.usb.org) é possível obter todas as informações sobre a especificação USB e o contrato. Cada empresa precisa adquirir um código chamado *VENDOR ID* e para cada tipo de produto desenvolvido é atribuído um *PRODUCT ID*.

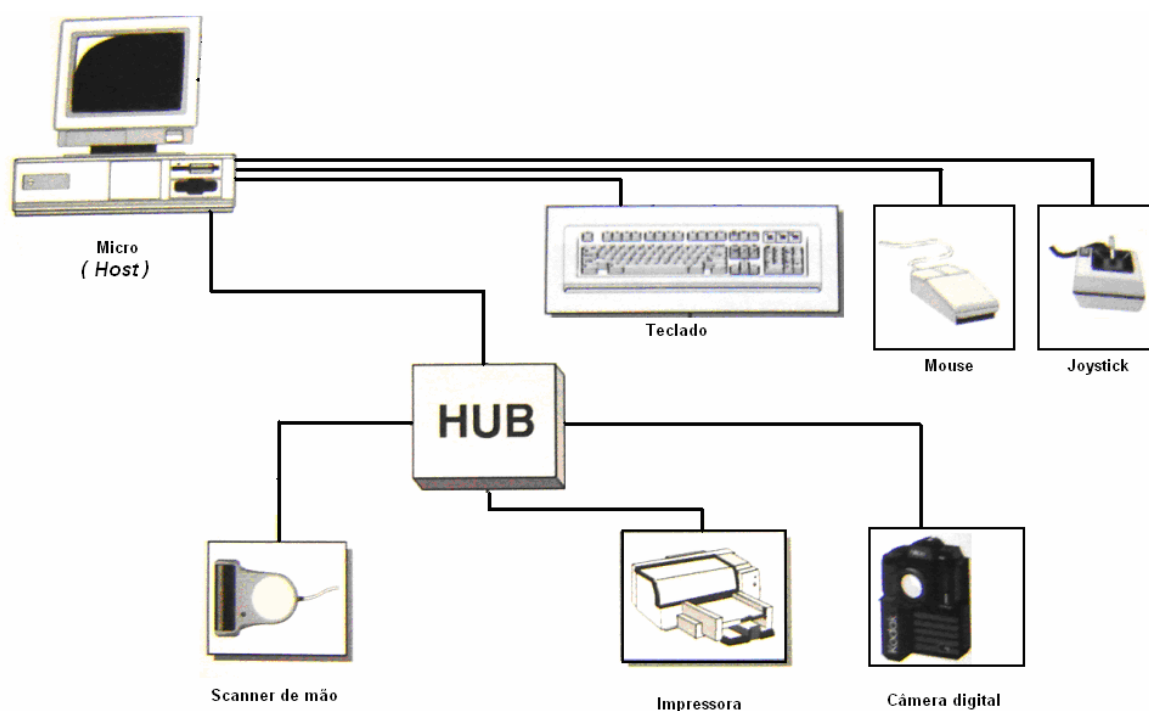


Figura 2.14 - Topologia de um Sistema USB com comunicação direta entre o Host (micro) e dispositivo, ou com a presença de um Hub. Adaptado de (TORRES, 2001).

Quando este dispositivo é conectado em um microcomputador, o sistema operacional reconhece tal dispositivo. Tanto o *VENDOR ID* quanto o logo USB são pagos. São contratos diferentes, pois é possível obter a licença sem comprar o direito de uso do logo USB. Uma alternativa para pequenos desenvolvedores que não pretendem comprar os direitos USB, devido ao seu custo, é usar chips de grandes fabricantes que emprestam seu *VENDOR ID* (OLIVEIRA, 2006).

O protocolo utilizado para transferência de informações entre o *Host* e o dispositivo (impressora, câmera digital, *pen drive*) é a alma da comunicação USB. Ele é responsável por algumas rotinas como verificação e correção de erros, detecção de conexão e retirada de dispositivos.

A comunicação entre o *Host* e algum dispositivo só acontecerá se os dois sistemas possuírem o protocolo USB. Para isso o dispositivo que se comunica com o *Host* deve ter um microcontrolador ou *chipset* com o protocolo USB embarcado.

A transmissão de dados pela USB é baseada no envio de pacotes. A transmissão começa quando o controlador *Host* envia um pacote especial “*token packet*”, conhecido como “pacote de sinal”. Neste pacote está descrito o tipo e a direção da transmissão, o endereço do dispositivo USB e o número do ponto final (*endpoint*), destinatário.

A transmissão de dados pode ser realizada tanto do *Host* para o dispositivo quanto no sentido inverso. O dispositivo USB decodifica o campo de endereço reconhecendo que o pacote lhe é referente. A seguir, a fonte da transmissão envia um pacote de dados (*data packet*) ou indica que não há dados a transferir. O destino responde com um “pacote aperto de mão” (*handshake packet*) indicando se a transferência obteve sucesso (ZELENOVSKY & MENDONÇA, 1999).

Os três tipos de pacotes utilizados na transmissão USB, *Token*, *Data* e *Handshake Packets*, e seus respectivos campos são mostrados na **figura 2.15**.

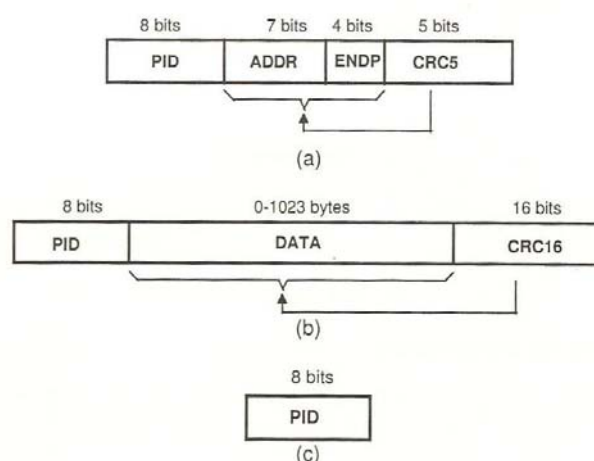


Figura 2.15 - Pacotes utilizados na transmissão USB (a) Token, (b) Data, (c) Handshake, (ZELENOVSKY & MENDONÇA, 1999).

Cada campo dentro do pacote correspondente possui uma função específica:

- PID (*Packet Identifier*): composto de oito bits; os quatro mais significativos identificam e descrevem o pacote e os restantes são bits de verificação para prevenção de erros, sendo iguais ao complemento de um dos quatro bits identificadores (ZELENOVSKY & MENDONÇA, 1999);
- ADDR (*Address*): endereço do dispositivo USB envolvido; composto de sete bits, limitando em 127 o número de dispositivos endereçáveis (ZELENOVSKY & MENDONÇA, 1999);
- ENDP (*Endpoint*): possui quatro bits que representam o número do *endpoint* envolvido; permite maior flexibilidade no endereçamento de funções que necessitem de mais de um subcanal (ZELENOVSKY & MENDONÇA, 1999);
- CRC (*Cyclic Redundancy Checks*): bits destinados à detecção de erros na transmissão; notar que o CRC pode ser de 5 ou 16 bits, de acordo com o tipo de pacote (ZELENOVSKY & MENDONÇA, 1999);
- Data: bits de dados (ZELENOVSKY & MENDONÇA, 1999).

O *Token Packet* pode identificar a transmissão como sendo de transferência para o *Host* (IN), de transferência para a função (OUT), de início de *frame* (SOF) ou de transferência de informações de controle para o *endpoint* (SETUP). O CRC de um *Token Packet* possui 5 bits e atua apenas sobre os campos ADDR e ENDP, uma vez que o PID possui seu próprio sistema de prevenção contra erros. Os dados transmitidos via *Data Packet* aparecem em um número inteiro de bytes. O CRC de um *Data Packet* possui 16 bits e valida apenas sobre o campo DATA. O *Handshake Packet* é constituído apenas de um PID. Esse pacote pode significar que o receptor recebeu os dados livres de erros (ACK), que o receptor não pode receber os dados, que o transmissor não pode transmitir (NAK) ou que o *endpoint* está em *stall* (STALL) (ZELENOVSKY & MENDONÇA, 1999).

A comunicação física entre dispositivos USB ocorre por meio de um cabo que interliga os dispositivos. Cada extremidade do cabo possui conectores, chamados de tipo A e tipo B.

Pelo padrão USB, o tipo A é conectado na *Aplicação* e o tipo B no *Host*. Além destes, outro conector que é utilizado geralmente em equipamentos menores (celulares e câmeras digitais) é o mini-B. A **figura 2.16** mostra os conectores USB (OLIVEIRA, 2006).

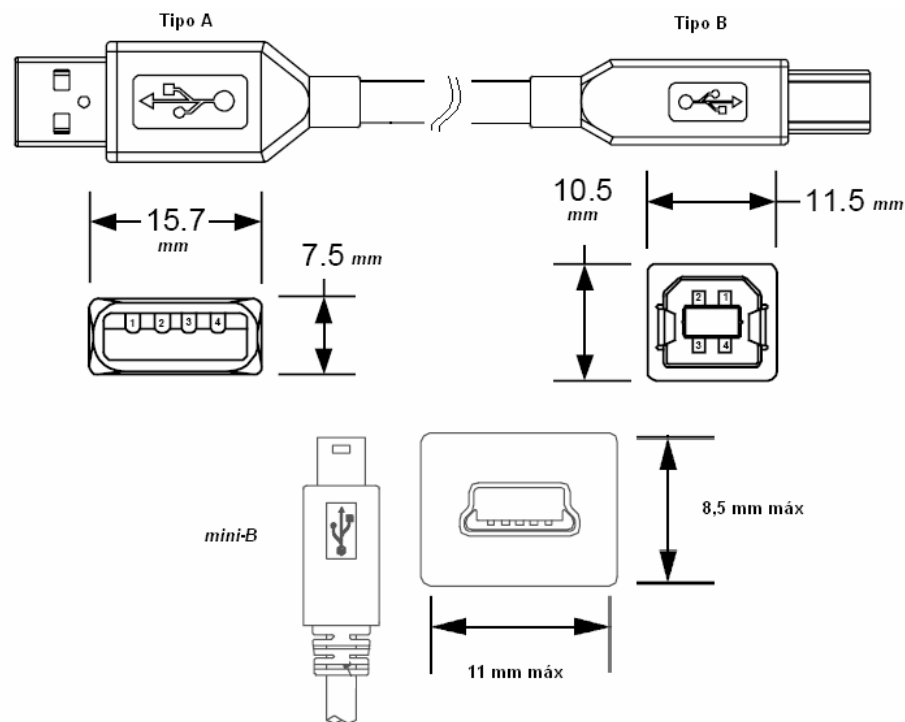


Figura 2.16 - Conectores USB. Adaptado de (USB Implementers Fórum, 2000).

Os cabos e conectores USB são compostos de quatro fios: VBus, D+, D-, e GND, as **tabelas 2.3 e 2.4** apresentam a pinagem dos diferentes tipos de conectores.

Tabela 2.3 - Descrição da pinagem dos conectores Tipo A e Tipo B. Adaptado de (USB Implementers Fórum, 2000).

Pino	Nome	Cor
1	VBUS	Vermelho
2	D-	Branco
3	D+	Verde
4	GND	Preto
Shell	Blindagem	Blindagem

Tabela 2.4 - Descrição da pinagem do conector mini-B. Adaptado de (USB Implementers Fórum, 2000).

Pino	Nome	Cor
1	VBUS	Vermelho
2	D-	Branco
3	D+	Verde
4	ID	Não conectado
5	GND	Preto
Shell	Blindagem	Blindagem

O fio *VBus*, padrão na cor vermelha, fornece alimentação aos dispositivos de comunicação conectados ou aplicações que dela necessitem, sua tensão nominal é de 5 V.

A capacidade de corrente máxima que a porta USB pode fornecer diretamente a um dispositivo que dela necessite é de 100 mA, (*USB Implementers Fórum 2000*). A troca de informação entre o *Host* e o dispositivo trafega pelos fios D+ e D-, e se dá pela diferença de tensão entre eles. Os cabos são conectados aos dispositivos conforme ilustrado na **figura 2.17**.

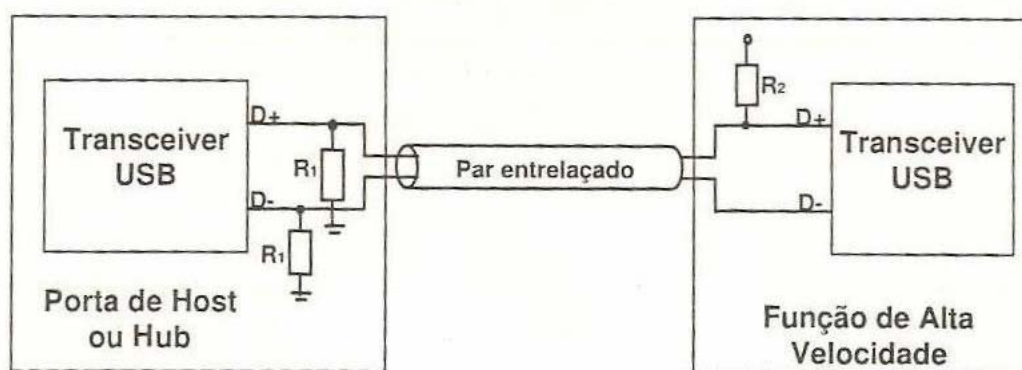


Figura 2.17 - Esquema físico da conexão do barramento USB (ZELENOVSKY & MENDONÇA, 1999).

A posição dos resistores de *pull-up* muda dependendo de tratar-se de alta ou baixa velocidade. Quando não existe função conectada ao *hub*, os resistores de *pull-up* levam ambos D+ e D- a um valor menor do que uma tensão limiar para a detecção da presença do dispositivo. Se essa condição persistir por mais que 2,5 μ s, é caracterizada a desconexão do dispositivo. A conexão de um dispositivo é caracterizada quando apenas uma das linhas for

levada além da tensão de limiar e esta situação persiste por mais de 2,5 μ s, (ZELENOVSKY & MENDONÇA, 1999).

2.9 NORMAS ASSOCIADAS

A autorização para comercialização e fabricação de qualquer equipamento eletromédico no Brasil é concedida pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) que sob Resolução nº 444/99 estabelece como requisito o cumprimento da norma geral NBR IEC 601-1 de 1994 e normas da série NBR IEC 60601-2. A certificação é realizada por um Organismo de Certificação de Produto (OCP) credenciado pelo INMETRO (Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial). Os OCPs são organismos que recebem acreditação do INMETRO para conduzir e conceder a certificação de conformidade de produtos com base em regulamentos técnicos ou normas nacionais, regionais e internacionais.

Existem laboratórios credenciados que realizam testes de conformidade realizando ensaios de rotina e controle. Estes testes têm o objetivo de proporcionar uma garantia na conformidade do cumprimento das normas, garantindo a segurança de funcionamento do equipamento evitando riscos ao paciente. Estes ensaios são realizados periodicamente respeitando um intervalo de tempo pré-estabelecido, que varia de acordo com algumas variáveis específicas a cada tipo de equipamento, ou ainda, após o equipamento ser submetido a uma manutenção ou apresentar falhas na operação.

Os ensaios de conformidade da NBR IEC 601-1 de 1994: “Equipamento Eletromédico. Parte 1 – Prescrições gerais para a Segurança” que garantem a utilização segura do equipamento compreendem os seguintes ensaios:

- Testes de funcionalidade;
- Aterramento de proteção, aterramento funcional e equalização de potencial (Cláusula 18);
- Medição de corrente de fuga permanentes e auxiliares através do paciente (Cláusula 19);
- Rigidez dielétrica (Cláusula 20);

O cumprimento dos requisitos da norma compreende os testes descritos na norma geral e específica de cada tipo de equipamento.

Neste trabalho em específico estão relacionadas às seguintes normas:

- NBR IEC 601-1 de 1994- Equipamento eletromédico - Parte 1 - Prescrições gerais para segurança.

Esta norma estabelece prescrições gerais para segurança de equipamento eletromédico e serve como base para prescrições de segurança de normas particulares.

- NBR IEC 60601-2-25 de 2001- Equipamento eletromédico - Parte 2-25: Prescrições particulares para segurança de eletrocardiógrafos.

Estabelece prescrições específicas para a segurança de eletrocardiógrafos.

- NBR IEC 60601-2-40 de 1998- Equipamento eletromédico - Parte 2-40: Prescrições particulares para segurança de eletromiógrafos e equipamento de potencial evocado.

Estabelece prescrições para a segurança de eletromiógrafos e equipamentos de potencial evocado.

CAPÍTULO 3

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 PLATAFORMA DIDÁTICA de ENGENHARIA BIOMÉDICA

A Plataforma Didática de Engenharia Biomédica é um projeto do IEB-UFSC que teve início com a turma de pós-graduandos de 2006 com o objetivo de criar um instrumento de auxílio ao ensino de temas de Engenharia Biomédica para a graduação de Engenharia Elétrica da UFSC.

A plataforma é formada por recursos de *Hardware* (módulos didáticos de aquisição de biosinais, módulo base), *Software* (para visualização dos sinais na tela do computador), além de tutoriais inteligentes e ambiente em realidade virtual™. O primeiro componente a integrar a plataforma é o Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos (SPSB), o qual será discutido com maiores detalhes no próximo item.

3.1.2 Sistema de processamento de sinais biomédicos

O primeiro módulo a integrar a plataforma é o Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos (SPSB). Sua função é dar suporte ao ensino de temas de engenharia biomédica para graduação em engenharia elétrica, no laboratório de engenharia biomédica da UFSC.

Uma representação do SPSB é apresentada na **figura 3.1**. O sistema é composto de componentes de *Hardware* (módulo base e módulos didáticos) e *Software* (para visualização dos sinais) além de tutoriais teórico-práticos e ambiente 3D.

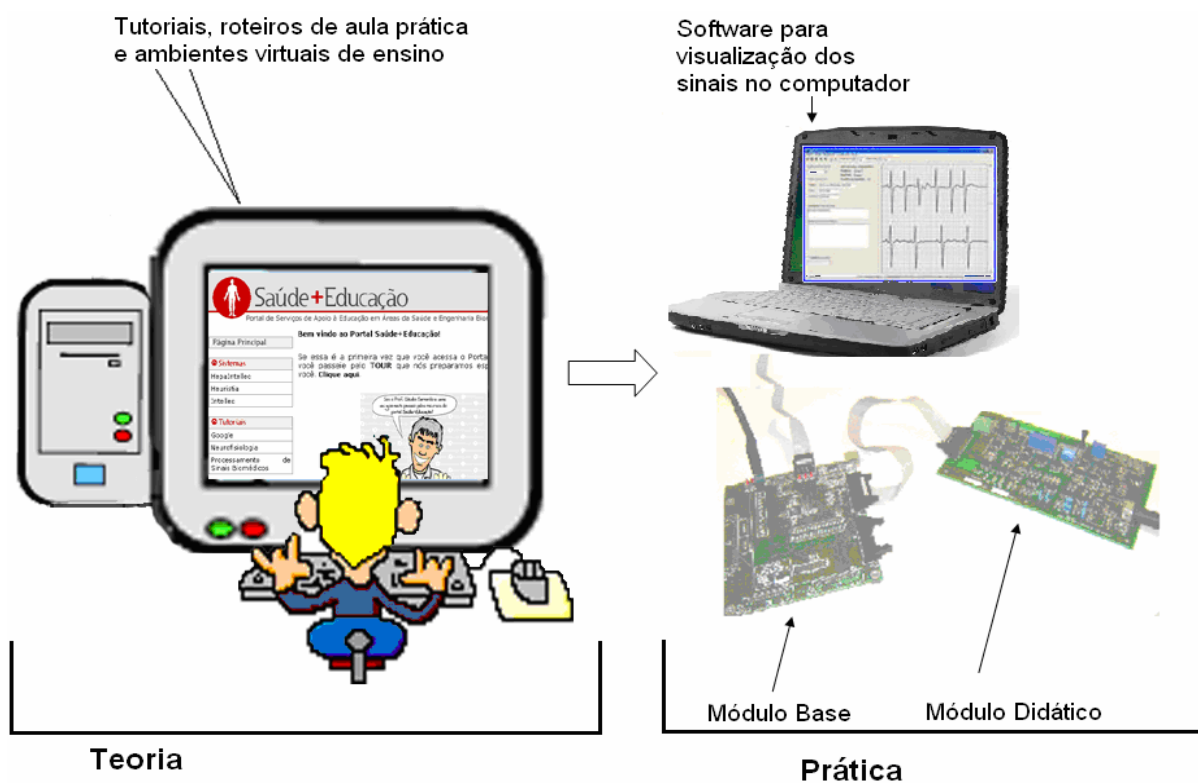


Figura 3.1 – Componentes do SPSB.

A **figura 3.2** mostra um esquema da ligação dos componentes do SPSB (módulo base, módulos didáticos e computador).

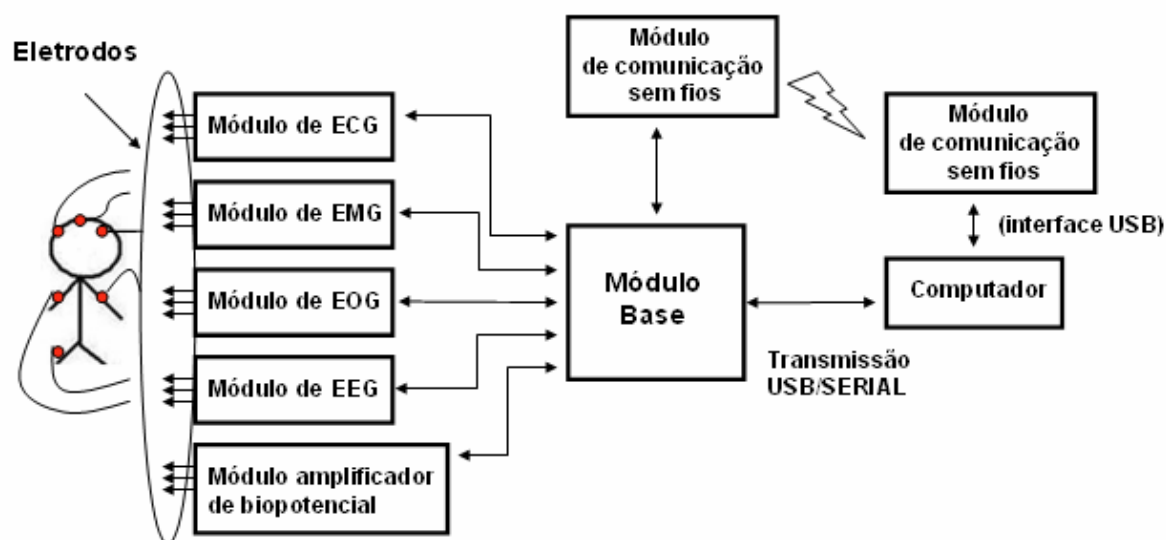


Figura 3.2 – Esquema de ligação entre os componentes do SPSB.

O módulo base realiza a comunicação entre o computador e os módulos didáticos. Seu principal componente é um microcontrolador, ADuC 7026 da *Analog Devices*. Ele recebe os sinais dos módulos didáticos, converte em sinal digital e envia para o computador via interface USB, serial RS232 ou comunicação sem fios. Para isso foi elaborado um *firmware* contendo rotinas para a digitalização e envio dos sinais para o computador.

Constituem os módulos didáticos:

- Módulo de EEG;
- Módulo de EMG;
- Módulo de EOG;
- Módulo de ECG;
- Módulo de interface amplificador de biopotencial;
- Módulo de transmissão sem fios;

Os módulos de ECG, EMG, EOG, EEG e interface amplificador de biopotencial, são responsáveis pela aquisição e condicionamento de sinais bioelétricos. O módulo de transmissão sem fios tem a função de envio destes sinais para visualização na tela do computador.

A utilização do SPSB contempla uma abordagem teórica inicial, que é o tutorial, e uma utilização na prática dos conhecimentos envolvidos a teoria, roteiros de aulas práticas e utilização do *hardware*, conforme mostrado na **figura 3.1**.

O tutorial¹ contém temas sobre sinais e sistemas fisiológicos e apresenta um conteúdo principal, uma abordagem sobre a história do sinal, correlação clínica e o mão na massa, conforme mostra a **figura 3.3**.

- Saúde+Educação - Ambiente do Aluno - Microsoft Internet Explorer

Saúde+Educação

Bem vindo(a), Paulo R. Possa

Tópico: **Eletrocardiografia**

Itens

Tutorial de Plataforma Didática de Engenharia Biomédica

Eletrocardiografia

Conteúdo História Correlação Clínica Mão na Massa Auto-Avaliação

Tutorial de Plataforma Didática de Engenharia Biomédica > Eletrocardiografia > Conteúdo > 1.1 - Introdução

Conteúdo concluir

- 1.1 - Introdução
- 1.2 - Fisiologia Cardíaca
- 1.3 - O Eletrocardiógrafo
- 1.4 - Bibliografia

1.1 - INTRODUÇÃO

O objetivo deste tutorial é auxiliar alunos de Engenharia Elétrica no desenvolvimento de algumas habilidades e conhecimentos desejáveis na área de Engenharia Biomédica: reconhecer, compreender, desenvolver e utilizar mecanismos de aquisição, amplificação e digitalização de sinais de relevância biomédica.

A **eletrocardiografia**, tema escolhido para este tutorial, permite abordar vários aspectos importantes dos **equipamentos eletromédicos**. Por exemplo, podemos examinar as características gerais dos **sinais eletrofisiológicos** (origem, magnitude e frequência), os métodos de **captação do sinal** (transdutores, eletrodos e interface pele-eletrodo), as diferentes formas de **processamento de sinais**, de **conversão analógico/digital (A/D)**, de **transmissão** a grandes distâncias, e dos chamados **artefatos** e **interferências elétricas** (deformações nos sinais elétricos adquiridos). Ainda, podemos estudar as normas técnicas vigentes de construção, manutenção e uso dos equipamentos eletromédicos, além das normas relacionadas à segurança do usuário.

Figura 3.3 – Página do portal saúde+educação, em detalhe os itens contidos no tutorial.

Na parte de **conteúdo** disserta sobre o fenômeno de geração do sinal e sua relação com o sistema fisiológico envolvido. No item **história**, é feito um relato sobre os primeiros registros e os responsáveis pela descoberta do fenômeno. A parte de **correlação clínica** traz uma abordagem sobre os parâmetros de interesse do sinal e sua relação com as patologias e doenças mais comuns. Depois de ter lido o tutorial o aluno responde algumas perguntas *on-line*, que servem como mecanismo de avaliação, é o item **Auto-Avaliação**.

Para a parte prática da utilização do SPSB foi elaborado um item chamado de **mão na massa**, onde estão os roteiros de aula prática, com temas referentes à aquisição,

¹ O tutorial pode ser encontrado no portal saúde+educação no Link: <http://www.saudeeducacao.ufsc.br/layout.php>

condicionamento, digitalização e envio dos sinais. Nestes roteiros o aluno encontra além de uma breve introdução sobre o assunto da aula prática, um detalhamento do funcionamento e dos recursos necessários à utilização do *hardware* (módulo base mais módulo didático) e do *software*, para visualização dos sinais adquiridos na tela do computador.

O tutorial apresenta dois tópicos: um de Eletrocardiografia e outro sobre Eletroencefalografia.

O primeiro tópico traz conteúdo sobre eletrocardiografia, e apresenta 3 itens de mão na massa. Dois destes itens são roteiros de aula prática com a utilização dos módulos didáticos, com os temas: **Amplificadores de Biopotencial e Conversão Analógico-digital de Biosinais**. O outro item utiliza um ambiente de ensino em realidade virtual™ cujo título da aula é **Monitoração Cardíaca de um Paciente Virtual**.

O segundo tópico tem conteúdo sobre Eletroencefalografia, e seus roteiros de aula prática abordam tópicos sobre **Filtragem de Sinais Biomédicos e Transmissão Sem Fios**.

Este trabalho de dissertação é parte integrante da construção do SPSB. Contribui com o desenvolvimento de conteúdo para o tópico de eletrocardiografia, além da elaboração de roteiro de aula prática sobre Conversão A/D e Biosinais, desenvolvimento de módulos didáticos para aquisição de ECG, EMG e EOG, e contribuição no desenvolvimento do módulo base. Os outros itens do SPSB foram, ou estão sendo, desenvolvidos por outros pós-graduandos do IEB-UFSC.

3.2 MÓDULO BASE

O Módulo Base (MB) é o componente de interface entre o computador e os módulos didáticos. Seu principal componente é o microcontrolador ADuC7026 da *Analog Devices*.

Sua função é digitalizar os sinais dos módulos didáticos e enviar ao computador, além de disponibilizar alimentação, + 5 V, -5 V, +3,3 V e GND, para os circuitos dos módulos didáticos. A **figura 3.4** ilustra os principais recursos disponíveis no MB.

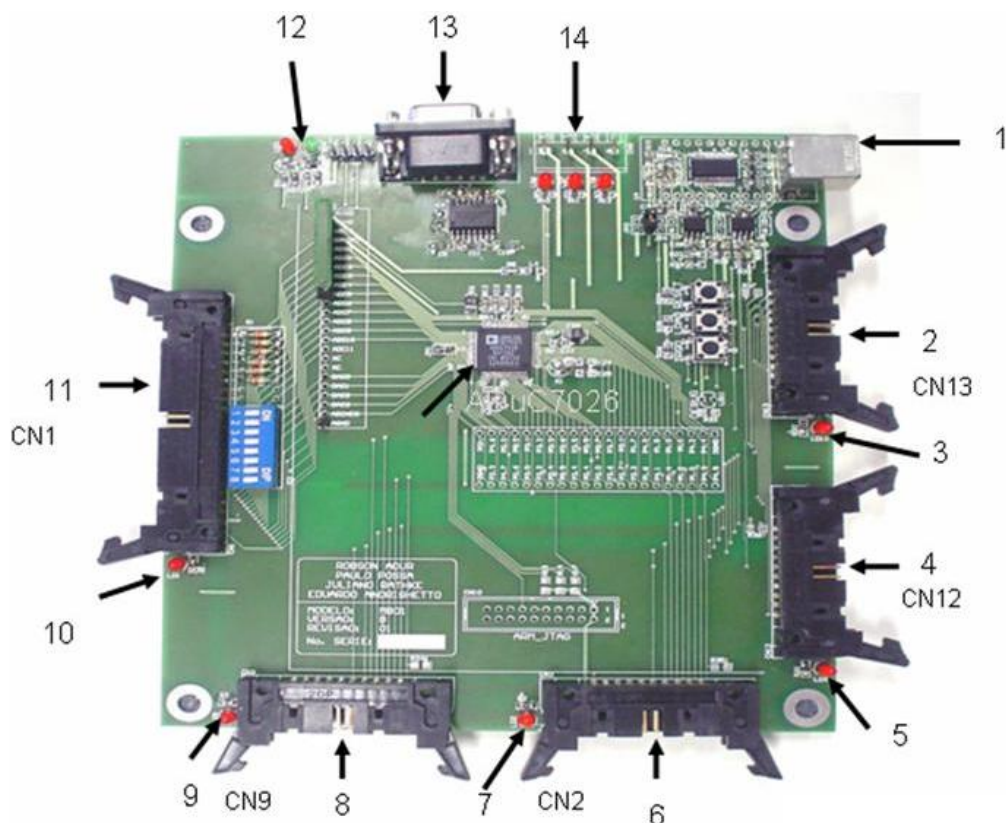


Figura 3.4 - Principais recursos do MB: (1) Conexão USB; (2), (4), (6), (8), (11) Conectores latch; (3), (5), (7), (9), (10) Leds indicadores de conexão; (12) Leds indicadores de transmissão TX e RX; (13) Conector serial RS232; (14) Conexão para fonte de alimentação.

Outro recurso disponível no módulo base é a geração de sinais analógicos, que são utilizados para testes nos módulos didáticos. Estes sinais são gravados no *firmware* do microcontrolador a partir de um vetor de pontos. São então convertidos em sinais analógicos pelos conversores D/A do microcontrolador e disponibilizados nos conectores do módulo base, para serem utilizados como sinais simulados, utilizados em testes e medições.

Com isso é possível gerar sinais que simulam os sinais elétricos do corpo humano, podendo ser aplicados nas aulas práticas como opção a colocação de eletrodos.

Um esquema representando a ligação do módulo base com os outros componentes do SPSB, módulos didáticos, fonte e computador, é mostrado na **figura 3.5**.

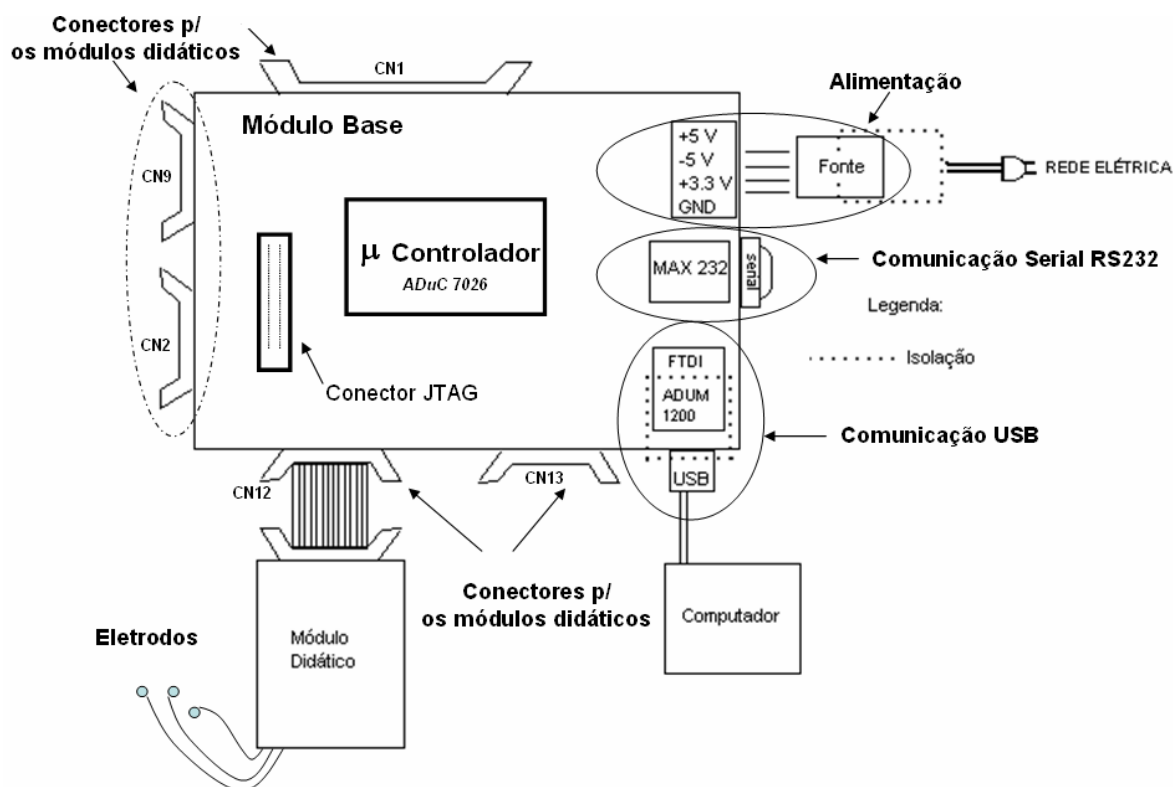


Figura 3.5 - Esquema mostrando a interface entre o módulo base e os outros componentes do SPSB.

O projeto foi desenvolvido conforme recomendações do fabricante, encontradas na folha de especificações do componente, sua alimentação é em 3.3V e o *clock* de 40 MHz é gerado internamente por um *PLL (Phase Locked Loop)* com base em um cristal externo de 32.768 kHz. No **anexo IV** é possível encontrar o esquema elétrico utilizado na ligação do microcontrolador e a disposição dos recursos do microcontrolador (A/Ds, D/As, portas I/O) divididos entre os conectores do módulo base.

A conexão com os módulos didáticos é feita através de conectores *latch* com o uso de *flat cable*. Estes conectores são extensões dos recursos do microcontrolador. Neles estão dispostos os conversores A/D, D/A, portas I/O e alimentação (+5 V, -5V, +3,3 V e GND) para os módulos didáticos.

Para a conexão do MB com os módulos didáticos dois tipos de conectores foram utilizados, um *latch* de 20 vias e um *latch* de 40 vias.

Os conectores de 20 vias são utilizados para os módulos de ECG, EMG, EOG, interface amplificador de biopotenciais e módulo de transmissão sem fios, já o módulo de EEG utiliza o conector de 40 vias. Este tipo de conector foi adotado por possuir

polarização, ou seja, a conexão não pode ser invertida. Outro critério para escolha desse conector foi o fato de serem componentes baratos e facilmente encontrados. Com o uso do *flat cable* o sistema permite certa flexibilidade, sendo possível movimentar facilmente os módulos depois de conectados.

O MB exibe um *led* indicador de conexão que acende cada vez que um módulo é ligado ao MB, é o indicativo de que a conexão foi feita corretamente, este recurso pode ser visualizado na **figura 3.4**.

Com o objetivo de explorar todos os recursos da pastilha e todas as saídas analógicas (A/Ds e D/As) e digitais (portas I/O), foram disponibilizadas no conector de 40 vias, ficando disponíveis para futuras aplicações que necessitem destes recursos. Esta estrutura contempla a proposta inicial, que era desenvolver um sistema que permita o uso em outras aplicações futuras desenvolvidas pelo IEB-UFSC.

A alimentação dos componentes do módulo base é fornecida por uma fonte de alimentação externa, a qual será detalhada logo a seguir no item 3.5.

A comunicação entre o módulo base e o computador pode ser feita através de três interfaces, USB, *Wireless* e serial RS-232.

3.2.1 Comunicação *Wireless*

A comunicação *wireless*, ou sem fios, entre o computador e o módulo base utiliza um rádio modem da Maxstream com protocolo de comunicação ZIGBEE. Para isso foi desenvolvido um módulo didático de transmissão sem fios por ANDRIGHETTO (2008).

3.2.2 Comunicação USB

A comunicação USB (*Universal Serial Bus*) utiliza um conversor USB/serial UART da FTDI (*Future Technology Devices International Ltd*), o FT232R. Este componente interliga a interface serial UART do microcontrolador, com a conexão USB do computador.

O FT232R possui o protocolo USB gravado em um microprocessador interno, além de FIFOs (*First In First Out*) que controlam o envio e recebimento dos dados. Optou-se por esta solução devido à simplicidade de implementação deste chip na comunicação com

o microcontrolador via comunicação UART. Outra questão foi o fato do padrão USB ser uma tecnologia fechada, necessitando o pagamento de direitos para sua utilização, no caso da utilização do FT232R esses direitos são pagos pela FTDI.

O FT232R dispõe da facilidade de ser alimentado pela energia da USB do computador (VBUS), o que é interessante para realizar a isolação elétrica da comunicação com o computador. Além disso, a comunicação UART entre o microcontrolador e o chip USB necessita de apenas dois pinos, TXD (para transmissão) e RXD (para recepção), o que facilita a isolação elétrica. O esquema apresentado na **figura 3.6** mostra a configuração dos dispositivos para comunicação, FT232R, microcontrolador e computador.

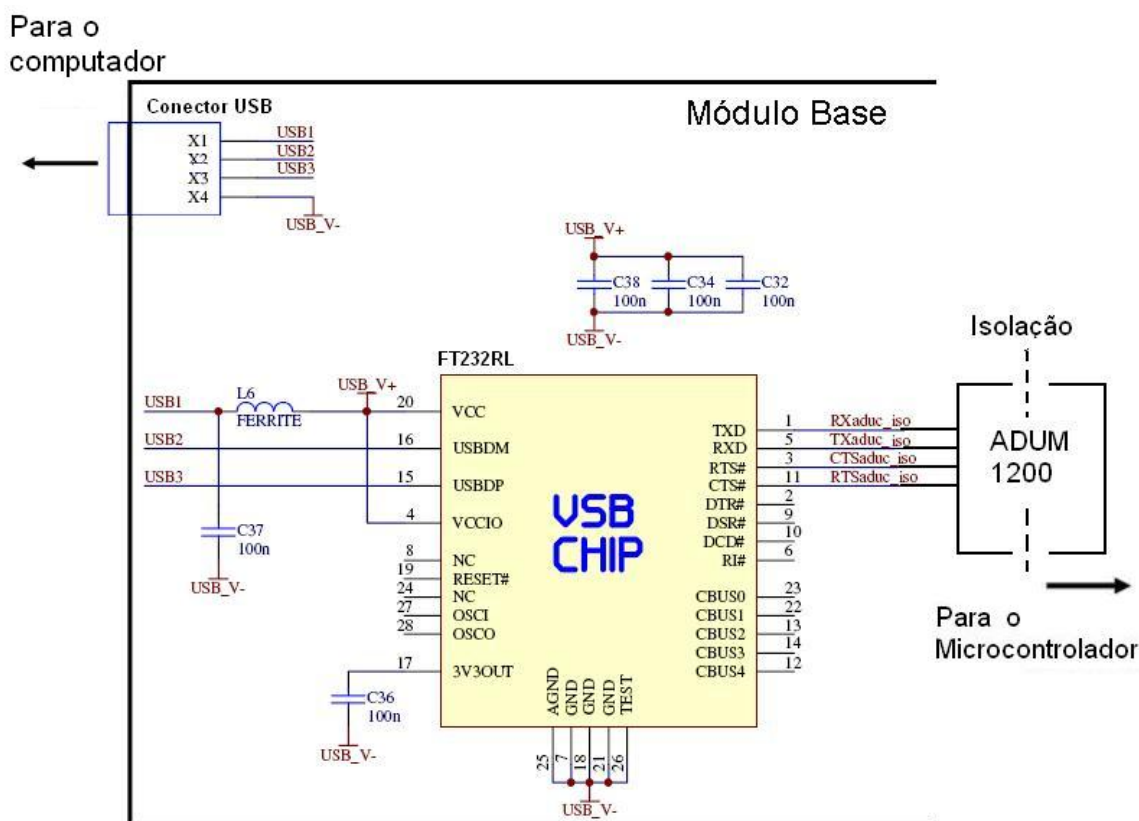


Figura 3.6 - Esquema de ligação do chip de comunicação USB (FT232R).

Com o objetivo de isolar eletricamente a comunicação entre o computador e o módulo base, proporcionando proteção ao usuário, foi utilizado um isolador para comunicação digital, o ADUM1200 da *ANALOG DEVICES*. Este componente é um isolador digital de 2 canais que utiliza a tecnologia *icoupler*[®], com uso de codificação e decodificação. Este dispositivo foi especialmente desenvolvido para aplicações específicas como isolação de múltiplos canais na troca de informações para redes como *SPI*[®], RS-232,

RS-422 e RS-485. A **figura 3.7** mostra em detalhes a ligação do dispositivo proporcionando a isolação elétrica entre o módulo base e o computador.

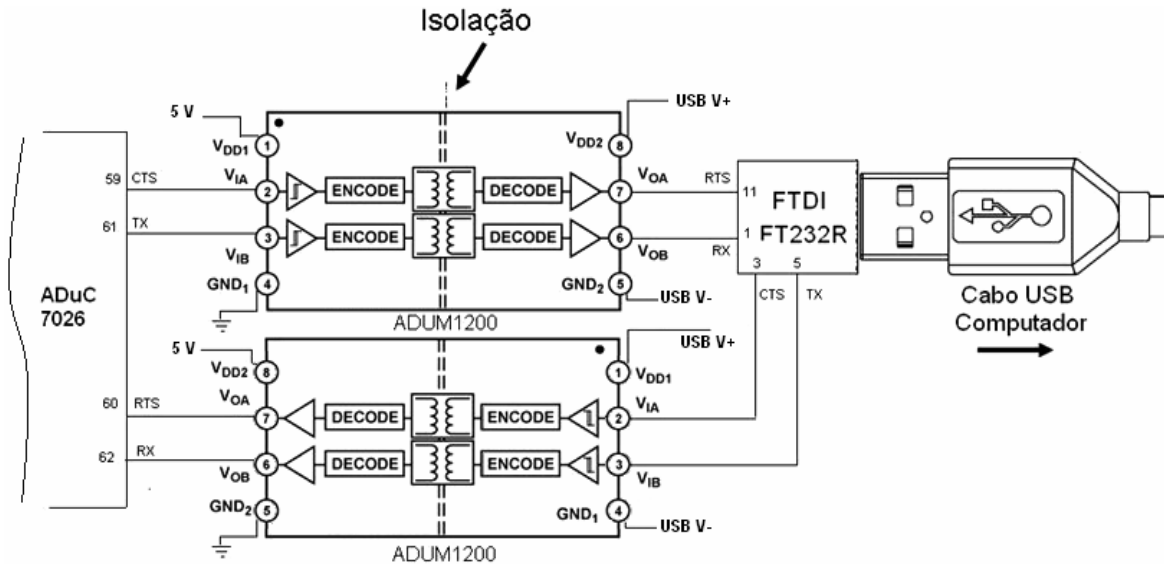


Figura 3.7 – Esquema utilizado para isolação elétrica entre o módulo base e o computador.

3.2.3 Comunicação Serial

Para a implementação da comunicação serial RS232, entre o microcontrolador do módulo base e o computador, foi utilizado o circuito integrado MAX232 da *Maxim* que é um conversor de sinais TTL/RS232. O circuito implementado pode ser visto na **figura 3.8**. O circuito faz a comunicação entre a saída UART do microcontrolador e entrada serial do computador. Esta interface de comunicação é utilizada apenas para gravação do *firmware* no microcontrolador e para testes. Não pode ser utilizada para aquisição de sinais por não possibilitar a implementação de um sistema que propicie isolação elétrica.

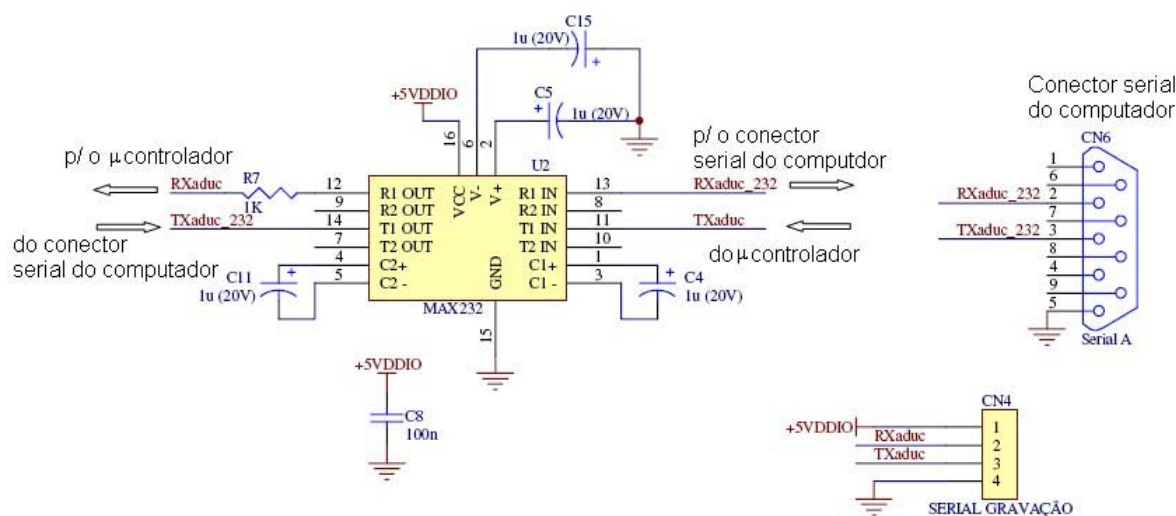


Figura 3.8 - Circuito utilizado na comunicação serial entre o microcontrolador do módulo base e a porta serial do computador.

3.3 FIRMWARE PARA O MICROCONTROLADOR DO MÓDULO BASE

O *firmware* (*software* embarcado) do módulo base tem a função de digitalização e envio dos sinais adquiridos pelos módulos didáticos para o computador, além da geração de sinais analógicos. Estes sinais analógicos podem ser sinais fisiológicos simulados, como ECG ou EMG, e podem ser aplicados à entrada dos módulos didáticos como opção à colocação de eletrodos para aquisição de sinais reais.

Na sequência de atividades do programa o primeiro passo compreende a configuração dos dispositivos do microcontrolador (A/Ds, D/As e porta serial). Para isso foram criadas algumas rotinas:

- ✓ Configuração dos A/Ds;
- ✓ Configuração da serial;
- ✓ Configuração do *Baud Rate*;
- ✓ Geração de sinais analógicos pelos D/As.

A **figura 3.9** ilustra um fluxograma com a sequência das atividades executadas para realização das tarefas de digitalização, recepção e transmissão de dados.

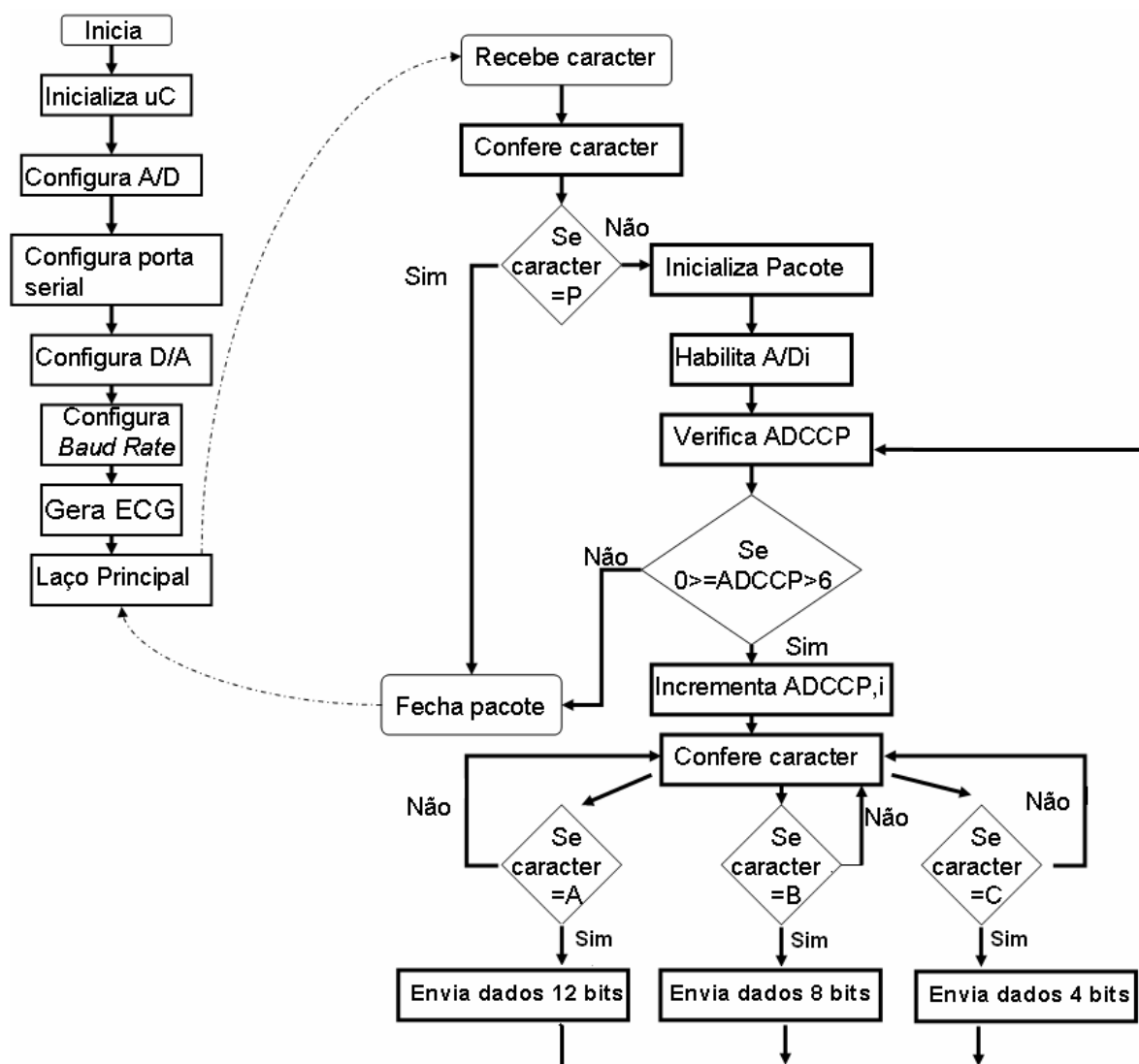


Figura 3.9 – Fluxograma com a sequência de atividades executadas pelo *firmware* para a execução das tarefas de digitalização, recepção e transmissão de dados. A variável ADCCP é um registrador que habilita os conversores A/D. O número atribuído a este registrador seta qual A/D é habilitado, por exemplo, quando ADCCP=0 o A/D0 está habilitado.

Os A/Ds do microcontrolador foram configurados para operar no modo *single-ended*. Neste modo a faixa dinâmica do A/D opera de 0 a Vref (tensão de referência para o A/D). Para configuração de Vref foi utilizada a referência interna do microcontrolador de 2,5 Volts.

A frequência de amostragem foi configurada em 1 kHz, valor suficiente para os sinais de interesse. O critério adotado foi o cumprimento do teorema de *Nyquist* (a frequência de amostragem deve ser no mínimo duas vezes a máxima componente de

frequência presente no sinal). O sinal de EMG é o sinal com maior componente de frequência a ser convertido, com limite superior de frequência de 500 Hz (COHEN, 2006). Segundo IVES & WIGGLESWORTH (2003) frequências de amostragem superiores a 1 kHz são desnecessárias para capturar com exatidão medidas de tempo e amplitude dos sinais de EMG.

Para transmissão e recebimento de informações (dados) através do computador foi utilizada a interface de comunicação UART (*Universal Asynchronous Receiver/Transmitter*) do microcontrolador. Este padrão necessita de apenas dois pinos para realizar a comunicação, o que facilita a isolamento elétrica através da porta USB, conforme supramencionado no item 3.2.2. Na configuração do *BaudRate*¹ a velocidade utilizada foi de 115.200, valor limite da comunicação serial. A comunicação entre o microcontrolador e o computador utiliza caracteres ASCII.

Os dados resultantes da conversão dos A/Ds são enviados para o computador através de pacotes (conjunto de bits). Caracteres especiais são utilizados para marcar o início e o fim do pacote. Isso possibilita uma verificação dos dados enviados para o computador. Uma rotina implementada no *software* de visualização, residente no computador, realiza essa verificação, plotando apenas os dados dos pacotes considerados válidos.

Essa verificação é feita considerando os caracteres de início (“*” e “:”) e fim (“;”) e o tamanho do pacote. A **figura 3.10** ilustra o exemplo de um pacote válido.

O tamanho do pacote contém 15 posições, as duas primeiras são reservadas para os caracteres de início, a última para o caractere que indica o fim do pacote, as posições 3 a 14 devem conter os bits de resultado das conversões dos A/Ds. O resultado da conversão de cada A/D é uma informação de 12 bits. Como a UART só envia 8 bits por vez, duas posições devem ser reservadas no pacote para o resultado de cada A/D. Por conveniência foi adotada a utilização apenas dos seis primeiros conversores A/D, A/D 0 até o A/D5. Isso porque a tela do programa comporta uma boa visualização para 6 canais. A **figura 3.11** mostra o espaço preenchido pelos resultados das conversões do A/Ds no pacote de dados.

¹ BaudRate - Velocidade com a qual os dados são enviados serialmente.

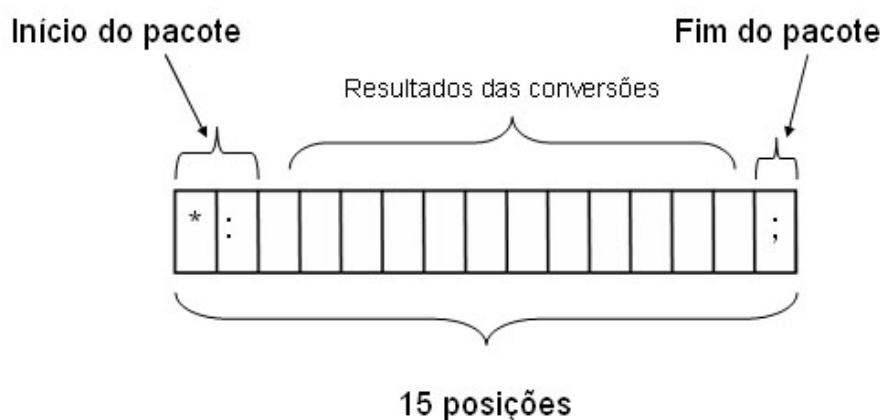


Figura 3.10 – Padrão do pacote utilizado para envio de informações do microcontrolador para o computador. O pacote de dados é considerado válido quando: 1-As duas primeiras posições forem “*”e “:” respectivamente, 2- O pacote conter 15 posições, 3- O pacote encerrar com “;”.



Figura 3.11 – Posições dos resultados dos A/Ds no pacote de dados.

O programa principal (*main*) inicia com a verificação de um caracter que é enviado pelo computador. Se esse caracter for à letra “P” o programa fecha o pacote e volta para o início. Uma nova verificação é feita até receber um caracter diferente de “P”. Isso é utilizado toda vez que o programa de visualização interromper a comunicação entre o computador e o módulo base. Garantido assim que a cada alteração na configuração de envio do microcontrolador o *firmware* fique esperando um novo caracter para configurar o modo de envio de dados.

Os três diferentes modos de envio configuram o tamanho da “palavra” de resultado da conversão A/D, que pode ser de 12 bits, 8 bits ou 4 bits. Essa escolha é feita pelo

usuário na tela do programa de visualização, conforme será melhor detalhado no **item 4.1.2 do Anexo I**. Esse artifício permite ao aluno visualizar os sinais adquiridos pelos módulos didáticos em diferentes resoluções, 12, 8, ou 4 bits.

Quando o usuário seta o modo de envio, 12, 8 ou 4 bits, o programa de visualização envia um caracter para o microcontrolador. Para 12 bits o caracter enviado é “A”, para 8 bits “B” e para 4 “C”. A partir da verificação deste caracter o modo de envio é selecionado.

O registrador do microcontrolador responsável por armazenar os resultados das conversões dos A/Ds é um vetor com 32 posições. Por isso na hora envio dos resultados dos A/Ds é necessário aplicar uma “máscara” de *software* sobre o vetor de dados que contém o resultado da conversão. A **figura 3.12** mostra o vetor de dados original, registrador interno do microcontrolador.



Figura 3.12 – Vetor com o resultado da conversão de um ADC com 12 bits. Os quatro primeiros bits são bits de sinal, os bits 16 á 27 contêm o resultado da conversão do A/D.

Na forma de envio com 12 bits são enviados todos os bits de resultado de uma conversão. Com oito bits são enviados os oito mais significativos e zerados os quatro menos significativos. A mesma lógica é utilizada para o envio com 4 bits, onde são enviados os quatro mais significativos e zerados os oito menos significativos. A **figura 3.13** ilustra cada uma dessas situações, 12 bits, 8 bits e 4 bits. Para envio do resultado da conversão com 12 bits é necessário realizar um deslocamento no vetor original posicionando os bits com o resultado da conversão nas 12 primeiras posições do vetor. A mesma operação é realizada para as formas de envio com 8 e para 4 bits. Com 8 bits são zerados os 4 menos significativos, com 4 os oito menos significativos.

Um sinal de ECG é gerado pelos D/As do microcontrolador. Este sinal é utilizado no módulo didático de ECG como opção a colocação de eletrodos, sendo aplicado à entrada do amplificador de instrumentação, percorrendo todos os circuitos da cadeia de aquisição. O objetivo é simular a aquisição de um sinal real de ECG para utilização em

testes nos módulos didáticos. Este sinal é gerado em todos os D/As, uma vez que o módulo de ECG pode ser conectado nos diferentes conectores do módulo base.

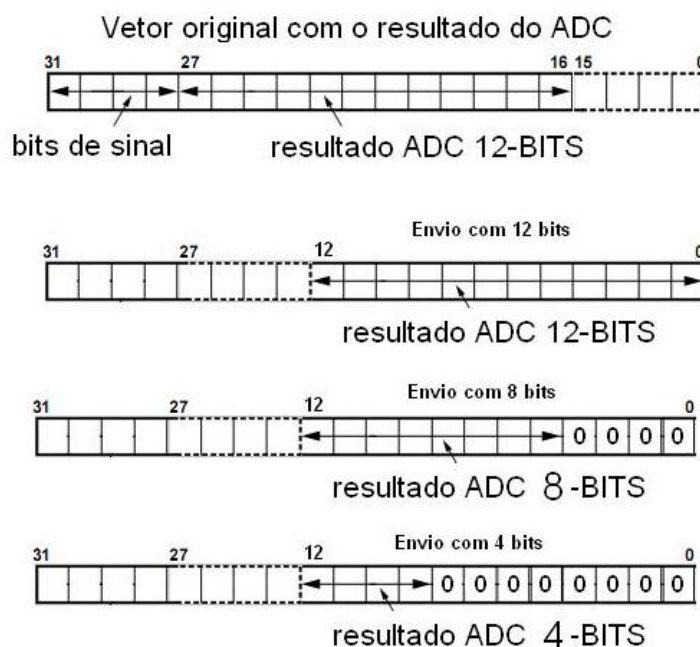


Figura 3.13 – Resultado das operações realizadas pela “máscara” de software.

Este sinal simulado de ECG é gerado a partir de um vetor de números com valores de amplitude igualmente espaçados. Ele foi obtido a partir de amostras de um ECG, onde foi utilizada uma taxa de 200 amostras por segundo. A **figura 3.14** ilustra o sinal gerado a partir do vetor de pontos.

3.4 MÓDULOS DE AQUISIÇÃO DE ECG, EMG e EOG

Os módulos didáticos têm a função de adquirir e condicionar (amplificação, filtragem e *offset*) sinais de ECG, EMG e EOG para envio ao módulo base. O módulo base digitaliza estes sinais e envia para o computador. Com o auxílio do *software* é possível visualizar o sinal adquirido na tela do computador. A **figura 3.2** ilustra o esquema de ligação entre os módulos didáticos, módulo base e computador.

Os sinais adquiridos pelos três módulos didáticos (ECG, EMG e EOG) podem ser utilizados em aula práticas sobre conversão A/D. Com isso é possível obter uma situação

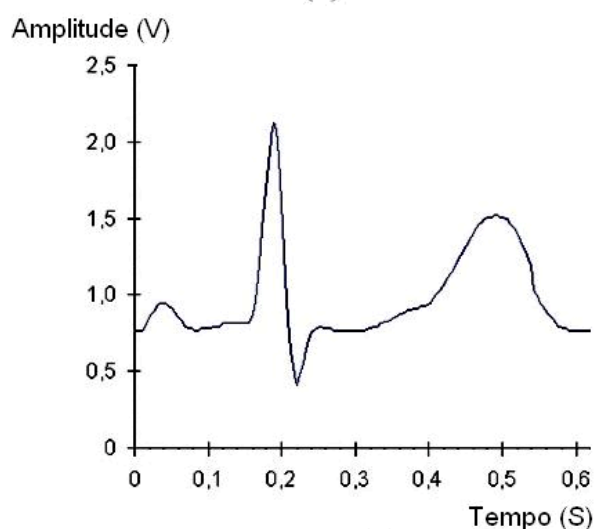
real referente à aquisição de biosinais e utilizar estes sinais para demonstrar algumas propriedades da conversão A/D.

```

0 0 0 0 2 5 8 10 13 14 14 14 12 11 9 7 5 4 2 1 1 0 0 1 1 1 1 2 2 2 3 3 3 3 3 3
3 3 6 11 20 33 51 72 91 103 105 96 77 53 27 5 -11 -23 -28 -28 -23 -17 -10 -5 -1
0 1 2 1 1 1 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 1 2 2 3 3 4 4 5 6 7 8 8 9 10 10 11 11 12 12
12 13 14 16 18 20 22 24 27 29 31 34 37 39 42 44 47 49 52 54 55 56 57 57 58 58
57 57 56 56 54 52 50 47 43 40 36 33 29 26 23 20 17 14 12 10 8 7 5 3 2 1 1 0 0 0

```

(a)



(b)

Figura 3.14 – a) Valores de amplitude que formam o sinal de ECG; b) Traçado do sinal de ECG gerado a partir dos valores de amplitude da figura (a), (TOMPKINS, 1995).

3.4 MÓDULOS DE AQUISIÇÃO DE ECG, EMG e EOG

Os módulos didáticos têm a função de adquirir e condicionar (amplificação, filtragem e *offset*) sinais de ECG, EMG e EOG para envio ao módulo base. O módulo base digitaliza estes sinais e envia para o computador. Com o auxílio do *software* é possível visualizar o sinal adquirido na tela do computador. A **figura 3.2** ilustra o esquema de ligação entre os módulos didáticos, módulo base e computador.

Os sinais adquiridos pelos três módulos didáticos (ECG, EMG e EOG) podem ser utilizados em aula práticas sobre conversão A/D. Com isso é possível obter uma situação real referente à aquisição de biosinais e utilizar estes sinais para demonstrar algumas propriedades da conversão A/D.

A particularidade envolvida na criação deste sistema foi elaborar uma solução didática referente à aquisição e processamento de sinais biomédicos. Com base nesse propósito o equipamento foi desenvolvido com uma arquitetura aberta, que permite ao aluno a possibilidade de interagir com o sistema. Para isso foram criados alguns recursos: a **ponteira exploradora**, o **circuito do aluno** e o **sinal de teste**. A **figura 3.15** mostra o diagrama de blocos de um dos módulos didáticos e a sua ligação com os outros componentes do sistema, módulo base e computador.

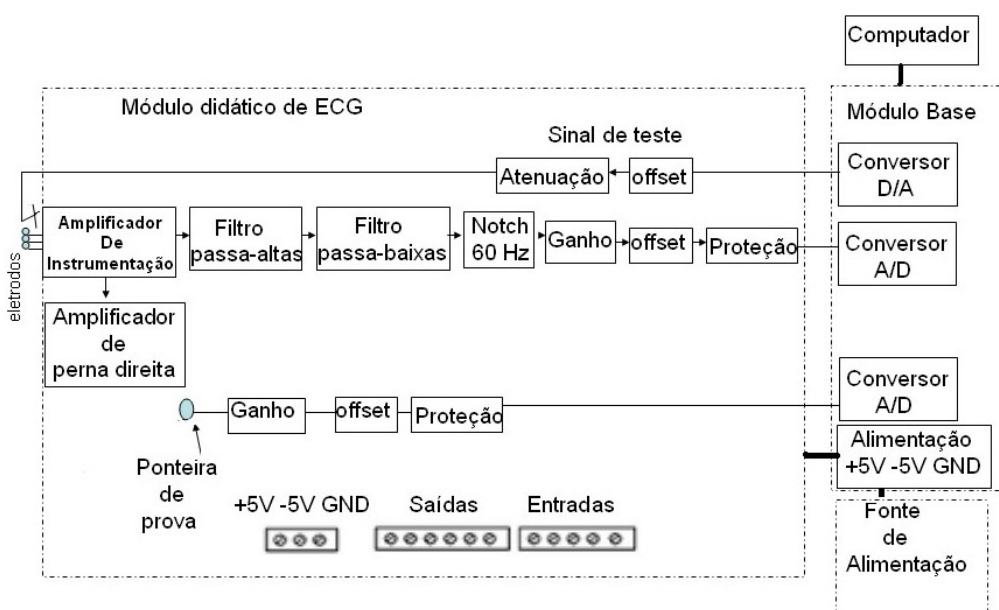


Figura 3.15 - Diagrama de blocos e ligação do módulo didático de ECG com o módulo base e o computador.

A **ponteira exploradora** permite a simulação da ação de um osciloscópio, possibilitando a aquisição do sinal nos pontos de teste colocados ao longo da cadeia de aquisição. O **sinal de teste** é um sinal gerado pelo conversor D/A do microcontrolador e é utilizado para simular um sinal, que pode ser de ECG, EMG ou EOG. Este sinal é aplicado à entrada do amplificador de instrumentação, percorrendo toda a cadeia de aquisição. Outra funcionalidade dos módulos didáticos é a possibilidade da substituição de qualquer circuito da cadeia de aquisição por um circuito externo, chamado **circuito do aluno**. Com este recurso é possível montar um dos circuitos externamente, por exemplo, em um protoboard, e ligar ao módulo, a **figura 3.16** ilustra a situação da substituição do filtro passa-altas.

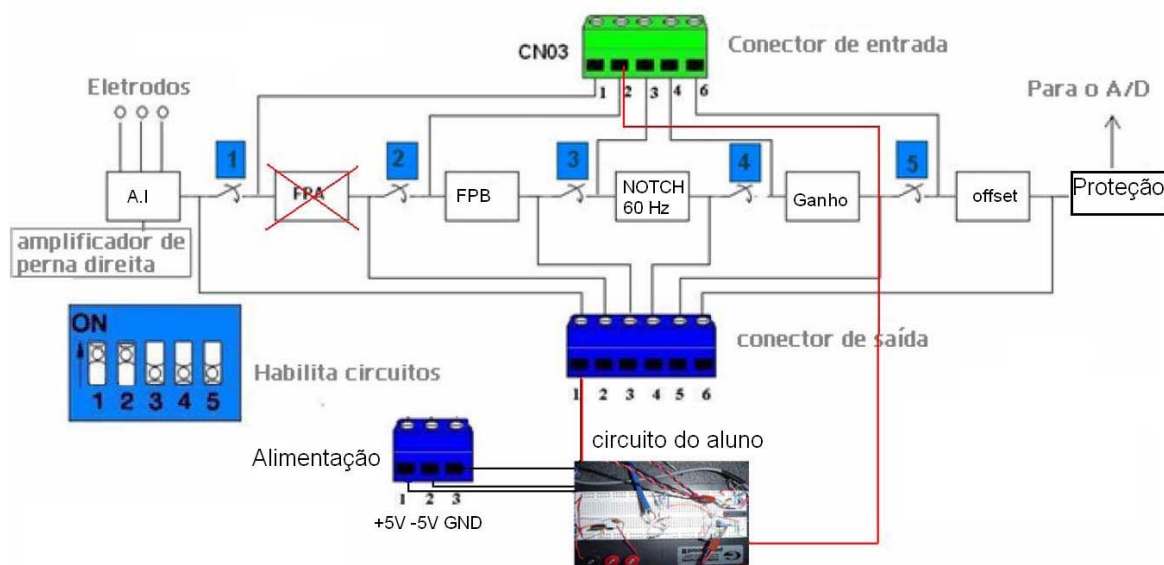


Figura 3.16 - Esquema mostrando a substituição de um filtro passa-altas por um filtro montado externamente em um protoboard (circuito do aluno).

Os três módulos (ECG, EMG, EOG) possuem as mesmas características e os mesmos recursos, a diferença está na configuração dos circuitos de ganho e dos filtros. A **figura 3.17** mostra o módulo de ECG com a descrição e localização dos recursos.

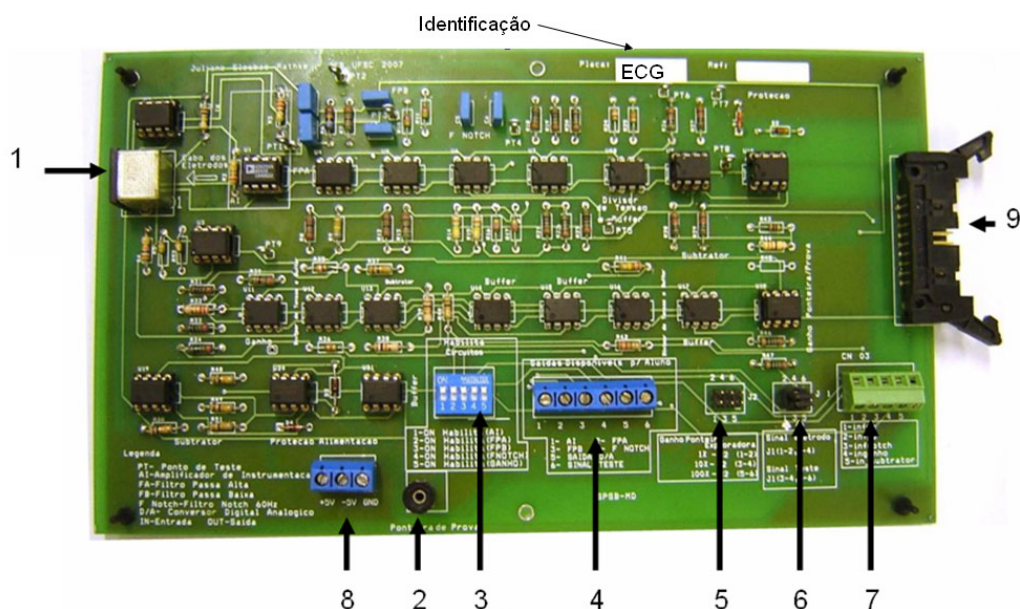


Figura 3.17. Recursos do módulo didático de ECG. (1) Conector para o cabo dos eletrodos, (2) Conector para a ponteira de prova, (3) Chave habilita circuitos, (4) Saídas dos circuitos disponíveis para o aluno, (5) Jumper para seleção do ganho da ponteira de prova, (6) Jumper para seleção sinal de teste/ sinal dos eletrodos, (7) Conector para entrada de sinal de circuito externo, (8) Conector para alimentação de circuito externo, (9) Conector para ligação com o módulo base.

A mesma placa de circuito impresso é utilizada para montagem dos três módulos, o que garante uma economia na confecção das placas e de tempo de projeto. A identificação dos diferentes módulos é feita através uma etiqueta colocada na parte superior, conforme mostrado na **figura 3.17**.

3.4.1 Cadeia de Aquisição dos módulos de ECG, EMG e EOG

A cadeia de aquisição dos módulos de ECG, EMG e EOG foi projetada para atender às especificidades de uso do equipamento como recurso didático para aplicação em aulas práticas. Isso exigiu cuidados na escolha de alguns parâmetros dos circuitos como níveis de amplificação, topologia dos filtros e o arranjo de eletrodos.

Na etapa inicial de amplificação (amplificador de instrumentação) foi utilizado um ganho maior do que o usualmente utilizado neste tipo de circuito, conforme adotado em trabalhos anteriores como (PAIM, 2005), (SCHWARZ, 2007). Como o amplificador de instrumentação utilizado, AD620 da *Analog Devices*, possui elevado CMRR (*Common Mode Rejection Ratio*) (100 dB com ganho a 1 kHz), a eliminação de sinais comuns aos dois canais é alta. Desse modo, um ganho maior é dado ao sinal na entrada do primeiro estágio. Isso permite um melhor condicionamento do sinal para utilização em um circuito externo, como no caso do circuito do aluno. A **figura 3.18** mostra o diagrama de blocos com os componentes utilizados na cadeia de aquisição dos três módulos.

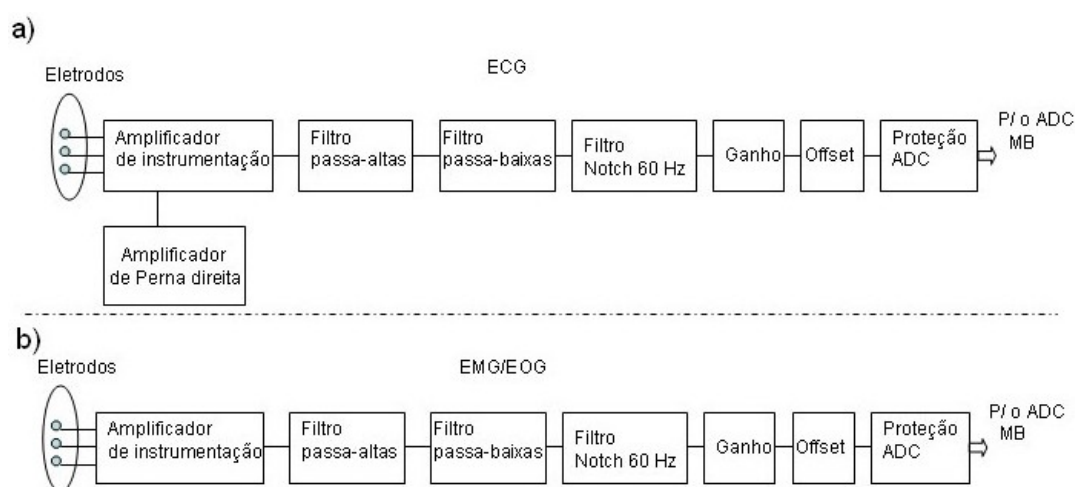


Figura 3.18 – Cadeia de aquisição. a) Módulo de ECG; b) Módulos de EMG ou EOG.

Os circuitos que formam a cadeia de aquisição dos diferentes módulos são basicamente os mesmos, a única diferença está no acréscimo do amplificador de perna direita para o circuito de ECG, conforme apresentado na **figura 3.18**.

O amplificador de instrumentação é o primeiro componente da cadeia de aquisição, é responsável pela etapa de ganho inicial. Nesta etapa o amplificador utilizado foi o AD620 da *Analog Devices*. Este componente foi escolhido por apresentar alta impedância de entrada ($10\text{ G}\Omega$) e elevado CMRR (100 dB com ganho 10 a 1kHz). Este circuito apresenta a mesma configuração tanto para o módulo de ECG como o de EMG e EOG, a diferença está nos ganhos para cada tipo de sinal. A **figura 3.19** ilustra a configuração utilizada para este circuito.

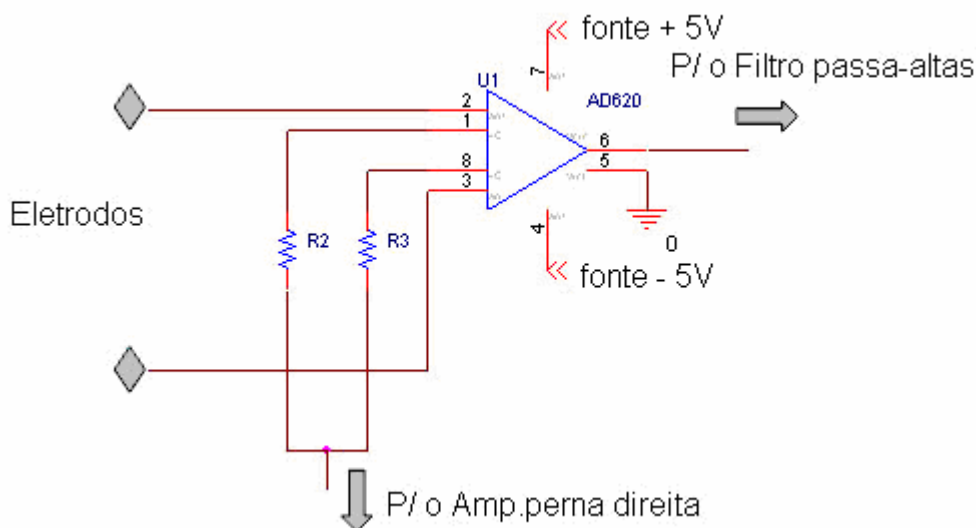


Figura 3.19 – Esquema da configuração utilizada para o circuito do amplificador de instrumentação.

O ganho do circuito é configurado somente pelos resistores R2 e R3 colocados entre os pinos 1 e 8 do AD620 e pode ser encontrado através da equação 3.1, disponibilizada pelo fabricante.

$$\text{Ganho} = \frac{49,4\text{ k}\Omega}{R_G} + 1 \quad (3.1)$$

onde: $R_G = R_2 + R_3$.

Para os módulos de ECG e EOG o ganho adotado foi de 21,583 ($R_2 = R_3 = 1,2\text{ k}\Omega$) e no módulo de EMG foi utilizado um ganho de 31,12 ($R_2 = R_3 = 820\text{ }\Omega$).

Os três módulos (ECG, EMG e EOG) utilizam o arranjo bipolar de eletrodos. Esta configuração torna-se mais adequada para este tipo de aplicação, pelo fato de apresentar menor quantidade de ruído e interferência provinda de outras fontes, se comparado ao modo monopolar, que utiliza apenas um eletrodo para medição e outro para referência (GONZALES, 1998). No módulo de ECG o eletrodo de referência é ligado à saída do amplificador de perna direita. Nos módulos de EMG e EOG o eletrodo de referência é ligado à referência dos circuitos. A **figura 3.20** mostra a configuração de ligação dos eletrodos nos dois casos.

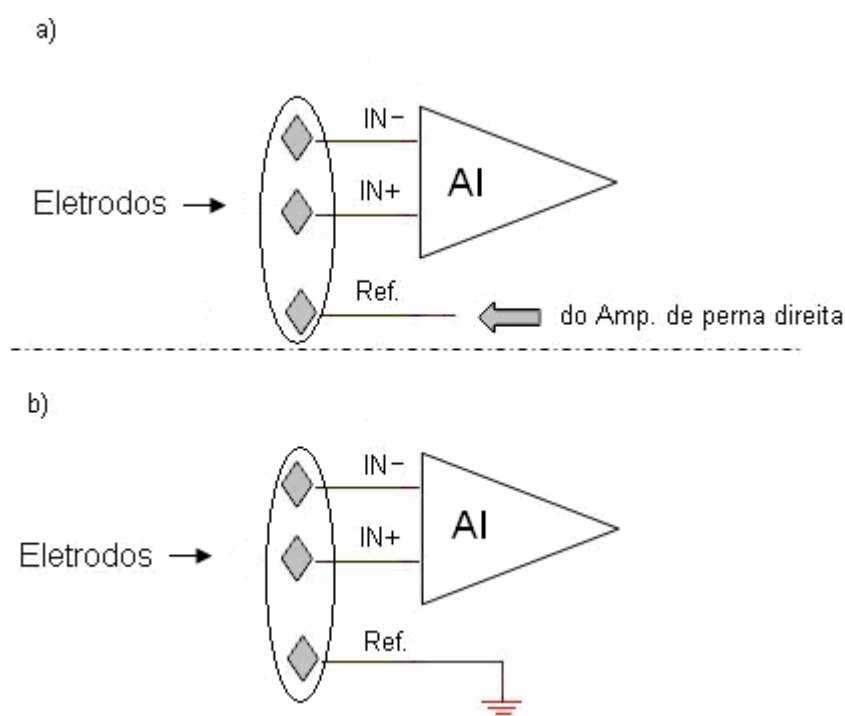


Figura 3.20 – Configuração bipolar de eletrodos. a) Módulo de ECG; b) Módulos de EMG e EOG.

O amplificador de perna direita é uma configuração clássica utilizada em circuitos de aquisição de ECG. Este circuito tem a função de minimizar os efeitos do ruído de modo comum, presente nas entradas do amplificador. A tensão de modo comum é invertida, amplificada e jogada novamente para o corpo através de um eletrodo colocado na perna direita. A **figura 3.21** mostra o circuito do amplificador de perna utilizado.

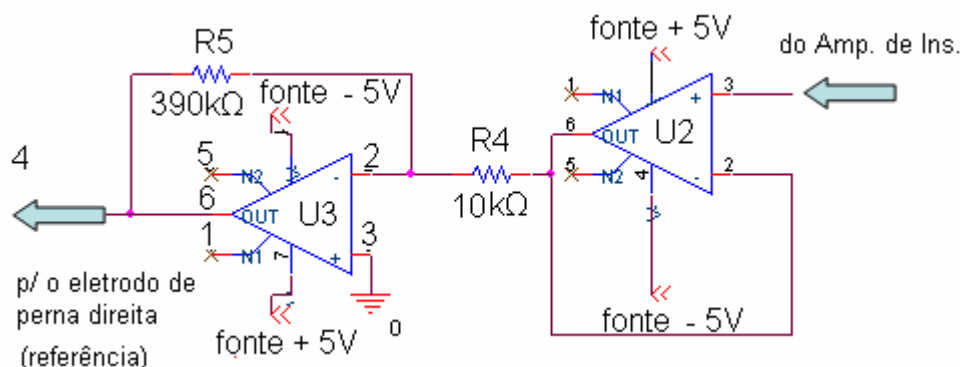


Figura 3.21 – Circuito de perna direita utilizado no módulo de ECG. Adaptado de (INA129 DATASHEET).

Uma vez realizada a aquisição do sinal é importante aplicar um sistema de filtros que eliminem outros sinais que não pertencem à faixa de frequência do sinal de interesse.

O sistema de filtragem adotado utiliza um filtro passa-faixa de segunda ordem, formado por um passa-altas de segunda ordem, em cascata com um passa-baixas de segunda ordem. Há ainda a adição de um filtro *notch* de 60 Hz para eliminar os ruídos causados por interferência da rede elétrica. O amplificador operacional utilizado para construção dos filtros foi o TL081 da *Texas Instruments*. Este componente é facilmente encontrado no mercado, possui baixíssimo custo e atende às necessidades de projeto.

Algumas aproximações são feitas para adequar os valores de projeto aos componentes comerciais encontrados. Os cálculos dos componentes dos filtros podem ser encontrados no **anexo III**.

Após a passagem do sinal pelo amplificador de instrumentação é utilizado um filtro passa-altas com topologia *Sallen-key* e aproximação *Butterworth* de segunda ordem com atenuação de - 40 dB/década. A função deste filtro é eliminar sinais de baixa frequência, essencialmente o efeito do potencial de meia célula.

Na sequência é aplicado um filtro passa-baixas de segunda ordem *Butterworth* que utiliza a mesma topologia *Sallen-key*. A função deste filtro é eliminar sinais de alta frequência, superiores às do sinal de interesse evitando o *aliasing*.

A cascata dos dois filtros, um passa-altas mais um passa-baixas, forma um passa-faixa de segunda ordem com atenuação de - 40 dB/ década.

Para os três módulos ECG, EMG e EOG foi adotada a aproximação *Butterworth*, por ser monotônica em toda a faixa de frequência e apresentar a característica mais plana possível na banda de passagem (NOCETI-FILHO, 2003).

A frequência de corte utilizada para o filtro passa-faixa de ECG compreende a faixa de 0,5 - 50 Hz, que conforme já mencionado em detalhes no capítulo 2, é adequada para fins de monitoração de sinais de ECG. A **figura 3.22** mostra o filtro passa-faixa implementado para o módulo de ECG.

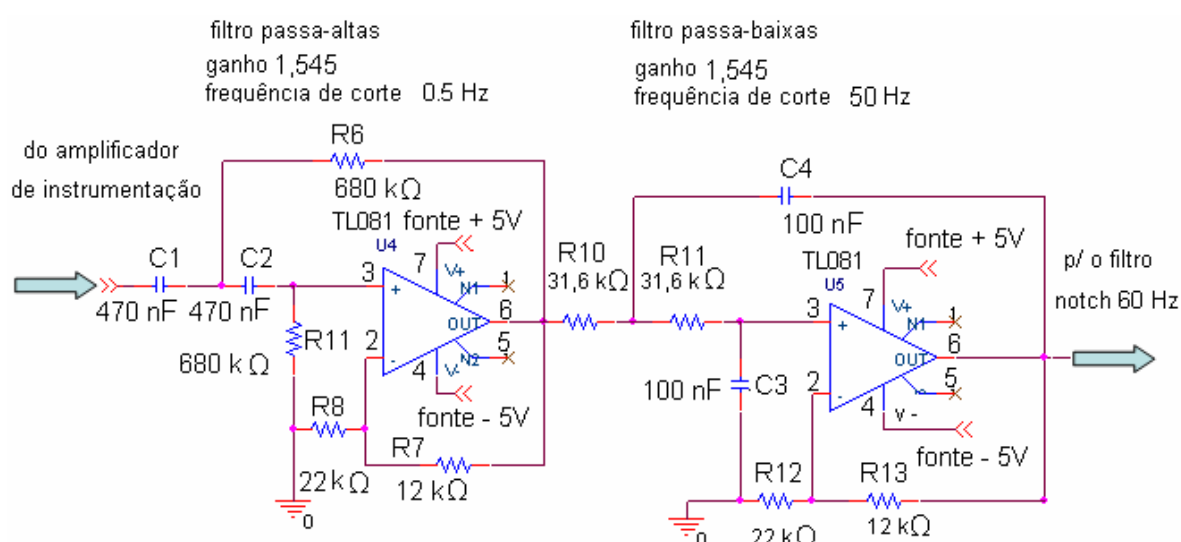


Figura 3.22 – Filtro passa-faixa utilizado para condicionamento do sinal de ECG possuindo frequências em corte de 0,5 Hz e 50 Hz.

O filtro passa-faixa utilizado para captação de sinais de EMG é composto por um passa-altas com frequência de corte de 2 Hz e um passa-baixas de 500 Hz, faixa que compreende o espectro de frequências do eletromiograma de superfície, que segundo COHEN (2006) é de 2-500 Hz. A **figura 3.23** mostra o circuito do filtro passa-faixas implementado para o sinal de EMG.

Segundo COHEN (2006) a faixa de frequência utilizada para o eletrooculograma de superfície é de 0 a 100 Hz. O que eliminaria a utilização de um filtro passa-altas. Porém, a captação de sinais DC (zero Hertz) por um sistema de eletrodos conectados à superfície da pele sofreria interferência do potencial de meia célula, com valores que poderiam chegar a 300 mV (WEBSTER 1998), podendo saturar o amplificador de entrada. Dessa forma foi utilizado um filtro passa-faixas com banda passante de 0,5 a 100 Hz para condicionar os

sinais relevantes e atenuar os níveis de *offset*. A **figura 3.24** mostra o filtro passa-faixa utilizado para o sinal de EOG.

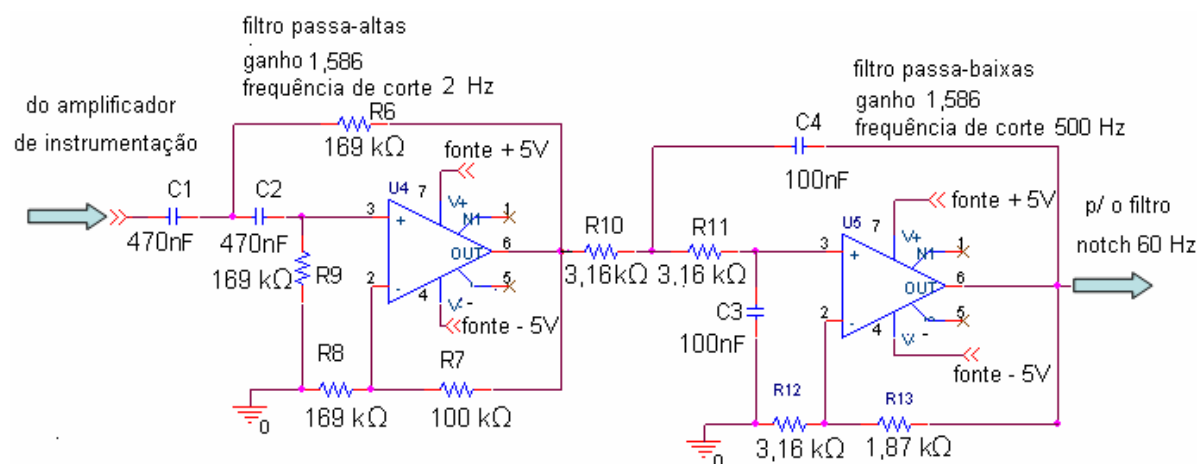


Figura 3.23 – Filtro passa-faixa utilizado para condicionamento do sinal de EMG possuindo frequências de corte de 2 Hz e 500 Hz.

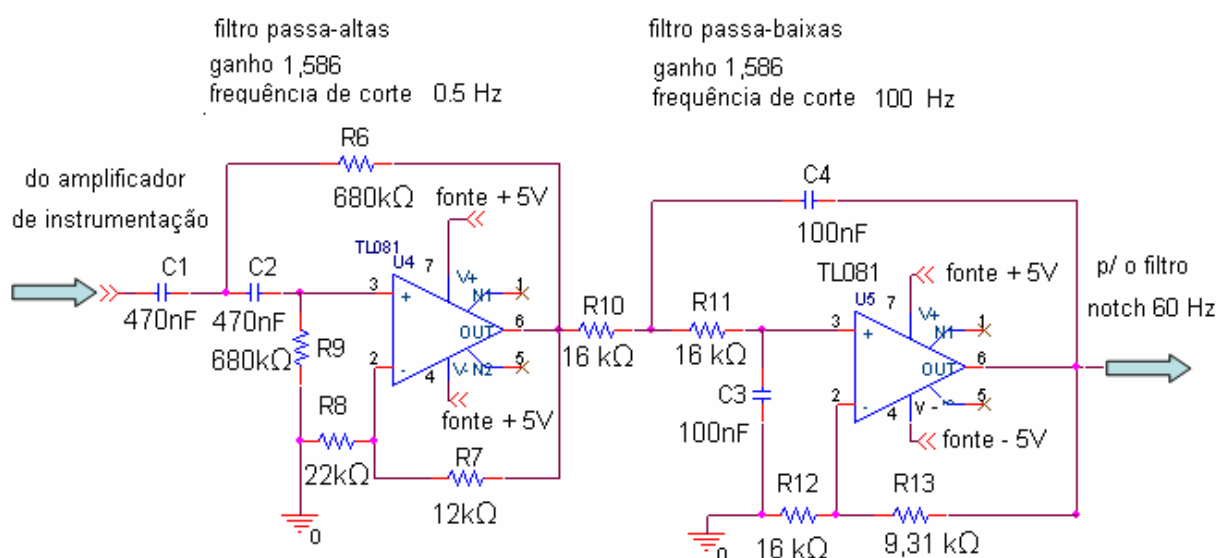


Figura 3.24 – Filtro passa-faixa utilizado para condicionamento do sinal de EOG possuindo frequências de corte de 0,5 Hz e 100 Hz.

Para eliminar o ruído de 60 Hz proveniente da rede elétrica foi implementado um filtro *notch* de 60 Hz com topologia *Fliege*. A vantagem do uso desta topologia é a possibilidade de ajuste do fator de qualidade sem alteração na frequência de corte. A **figura 3.25** mostra o circuito utilizado na implementação do filtro *notch*.

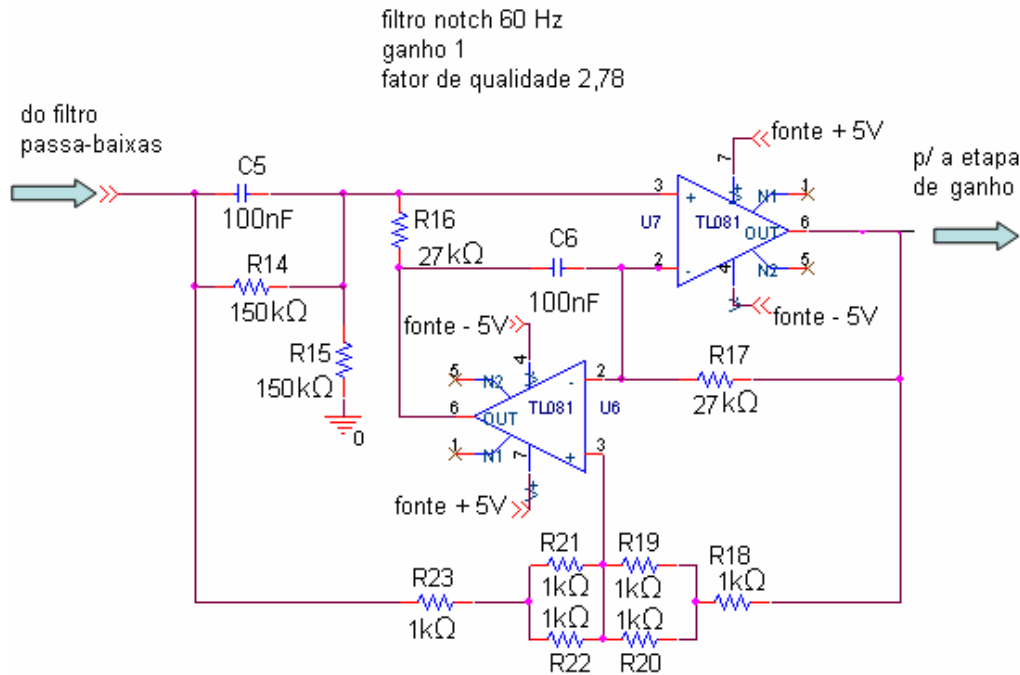


Figura 3.25 – Circuito do filtro *notch* de 60 Hz projetado com fator de qualidade de 2,78.

Os cálculos para frequência de corte e fator de qualidade podem ser encontrados no **anexo III**.

O valor de 2,78 adotado para o fator de qualidade tem base em testes experimentais e de simulação. Este valor representou o limite máximo para o fator de qualidade sem distorção no sinal de interesse e sem *overshoot* nas frequências próximas a banda de rejeição.

A **figura 3.26** mostra a resposta em frequência do circuito de filtragem formado pelos filtros passa-altas, passa-baixas e *notch* 60 Hz.

Após o sinal passar pelo amplificador de instrumentação e pela etapa de filtragem é necessária uma etapa final de ganho. Isso é feito para que o sinal seja aplicado à entrada do conversor A/D do microcontrolador com uma amplitude adequada. O sinal não deve ultrapassar a amplitude máxima de entrada do A/D e não deve ter uma amplitude muito baixa, de maneira a preencher todos os possíveis níveis de quantização do conversor.

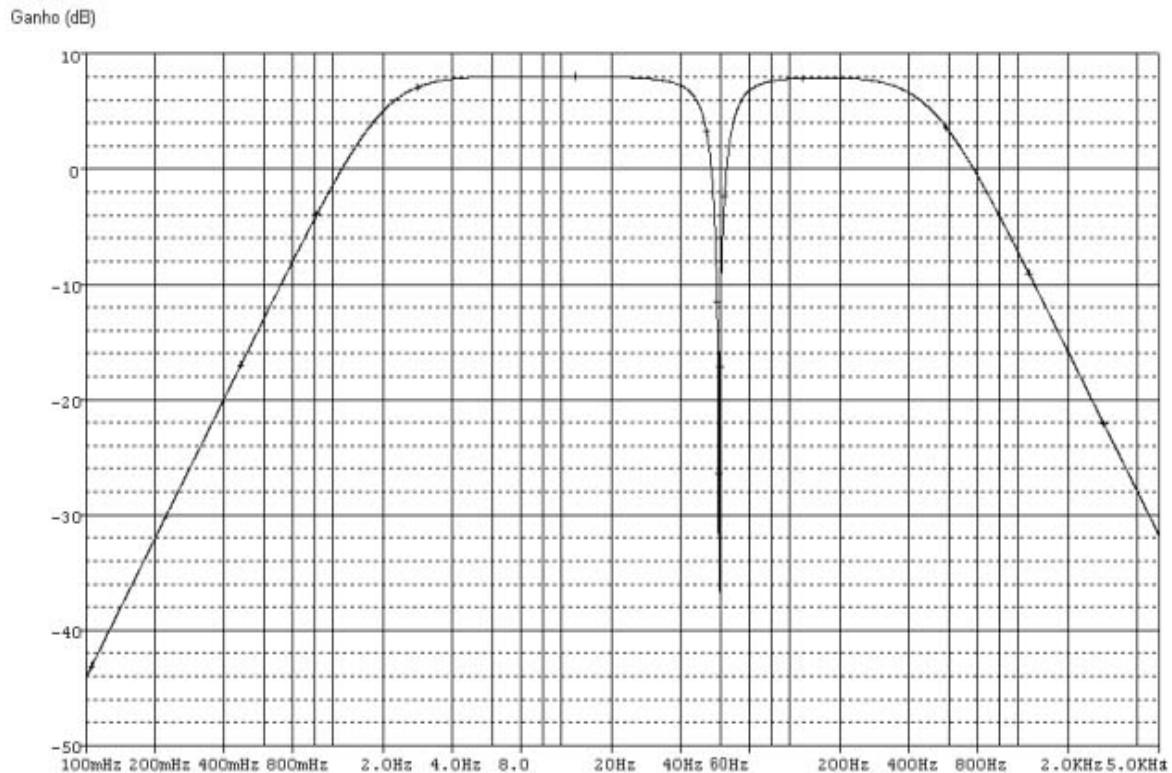


Figura 3.26 – Resposta em frequência dos circuitos de filtragem utilizado no sinal de EMG.

O ganho final do sistema é resultado da multiplicação dos ganhos das etapas individuais, amplificador de instrumentação, filtros e etapa final de ganho. Os ganhos das etapas individuais e o ganho total de cada módulo são apresentados na **tabela 3.1**.

Tabela 3.1 – Ganho total dos módulos de ECG, EMG e EOG.

Módulo	Ganhos das etapas individuais					G. Total
	G. Amp. Instrumentação	G. Filtro Passa-Altas	G. Filtro Passa-Baixas	G. Filtro Notch 60 Hz	G. Final	
ECG	21,583	1,545	1,545	1	9,7	≈ 500
EMG	31,12	1,591	1,591	1	6,35	≈ 500
EOG	21,583	1,545	1,581	1	9,44	≈ 498

A **figura 3.27** mostra o circuito da etapa final de ganho dos módulos de ECG, EMG e EOG.

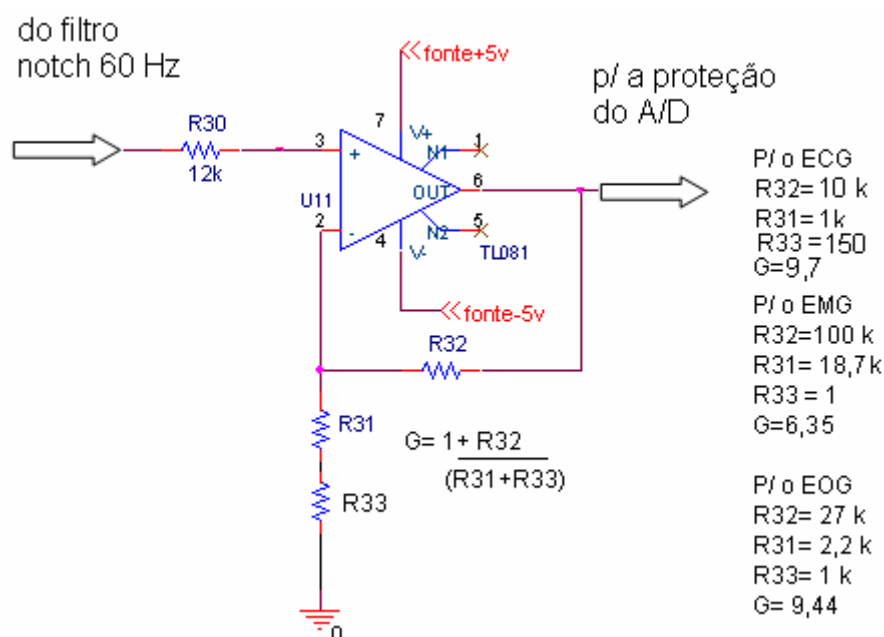


Figura 3.27 – Circuito utilizado na etapa final de ganho.

Uma etapa de *offset* é necessária para condicionar o sinal adequadamente à entrada do conversor A/D do microcontrolador. Como a faixa de entrada do conversor utilizada é de 0 a 2,5 Volts, logo é adicionado nos sinais um *offset* de 1,25 Volts (metade da faixa de entrada do conversor). Dessa forma, as amplitudes negativas dos sinais compreendem a faixa de 0 a 1,25 Volts e as amplitudes positivas de 1,25 a 2,5 Volts. A **figura 3.28** mostra o circuito gerador de *offset* utilizado. A tensão de - 1,25 Volts é gerada a partir de - 5 Volts por um divisor de tensão, um buffer garante a estabilidade dessa tensão. Um amplificador operacional na configuração de subtrator gera o *offset* de + 1,25 Volts.

Um circuito de proteção é utilizado para garantir que não seja aplicada tensão negativa e não seja ultrapassado o nível máximo de entrada dos conversores analógico-digitais do microcontrolador. Este circuito é a última etapa antes do envio do sinal para os A/Ds. O circuito é formado por um *buffer*, com um diodo na malha de realimentação para evitar tensões negativas. Um diodo zener de 2,7 Volts é colocado na saída para garantir que o sinal não ultrapasse o nível máximo suportável pelos A/Ds, que é de 3,6 Volts. A **figura 3.29** mostra o circuito de proteção utilizado.

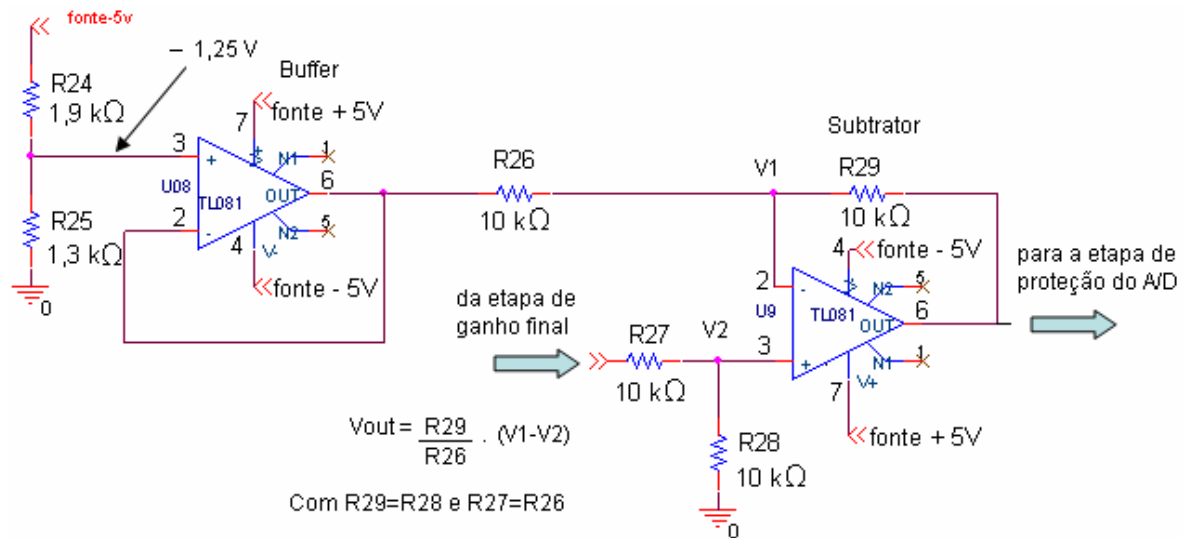


Figura 3.28 – Circuito gerador de *offset* utilizado nos módulos de ECG, EMG e EOG.

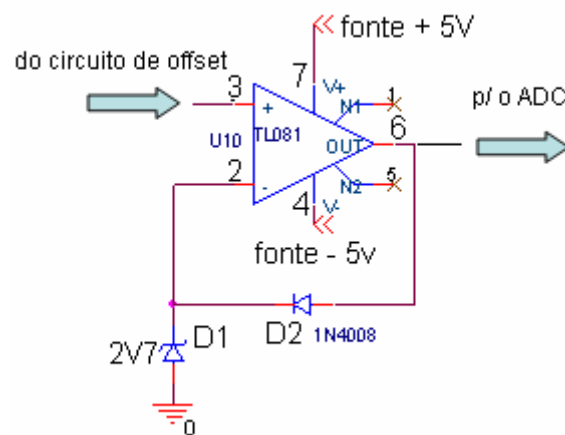


Figura 3.29 – Circuito para proteção do conversor A/D.

3.4.2 Ponteira exploradora

A **ponteira exploradora** serve como um osciloscópio permitindo a aquisição do sinal em diferentes pontos do circuito. Um recurso da ponteira exploradora é a possibilidade de ajuste do ganho. Através da configuração do jumper 2 (J2) pode ser selecionado o ganho, que pode ser de 1, 10 ou 100 vezes. Com isso, sinais de pequena amplitude, como na saída do amplificador de instrumentação, podem ser melhor

visualizados. O sinal captado pela ponteira é ligado a um conversor A/D do microcontrolador. O circuito utilizado para aquisição de sinais com a ponteira exploradora pode ser visto na **figura 3.30**. Este circuito é composto basicamente de um buffer de entrada, amplificador de ganho, circuito de *offset* e circuito de proteção.

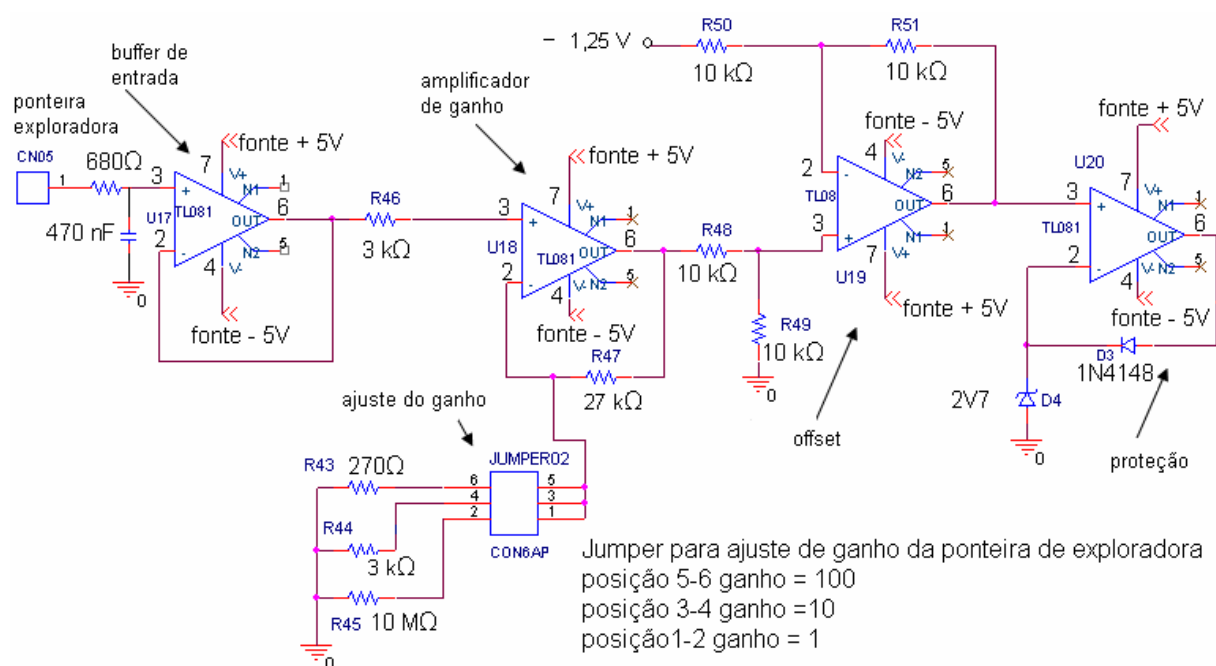


Figura 3.30 – Circuito implementado para aquisição de sinais com a ponteira exploradora. Através da posição do jumper J2 é configurada a seleção do ganho.

Pontos de teste foram colocados nas entradas e saídas dos circuitos para facilitar a medição dos sinais com a ponteira, como mostra a **figura 3.31**.

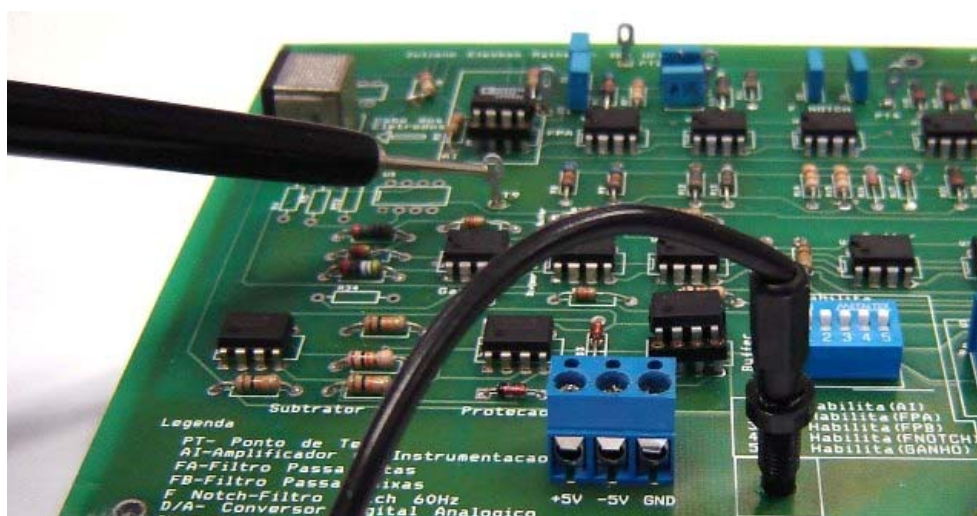


Figura 3.31 – Medição de sinais com a ponteira exploradora nos pontos de teste colocados em diferentes pontos da cadeia de aquisição.

3.4.3 Sinal de Teste

O sinal de entrada do amplificador de instrumentação pode ser captado por eletrodos ou pode ser um sinal de teste gerado pelo conversor digital-analógico do microcontrolador. Para aplicação do **sinal de teste** à entrada do amplificador de instrumentação um circuito adicional é necessário para gerar um *offset* negativo e uma atenuação no sinal. A **figura 3.32** mostra o circuito utilizado para geração de *offset* e atenuação do sinal, onde os resistores R41 e R42 formam um divisor de tensão que gera uma atenuação de 1000 vezes no sinal.

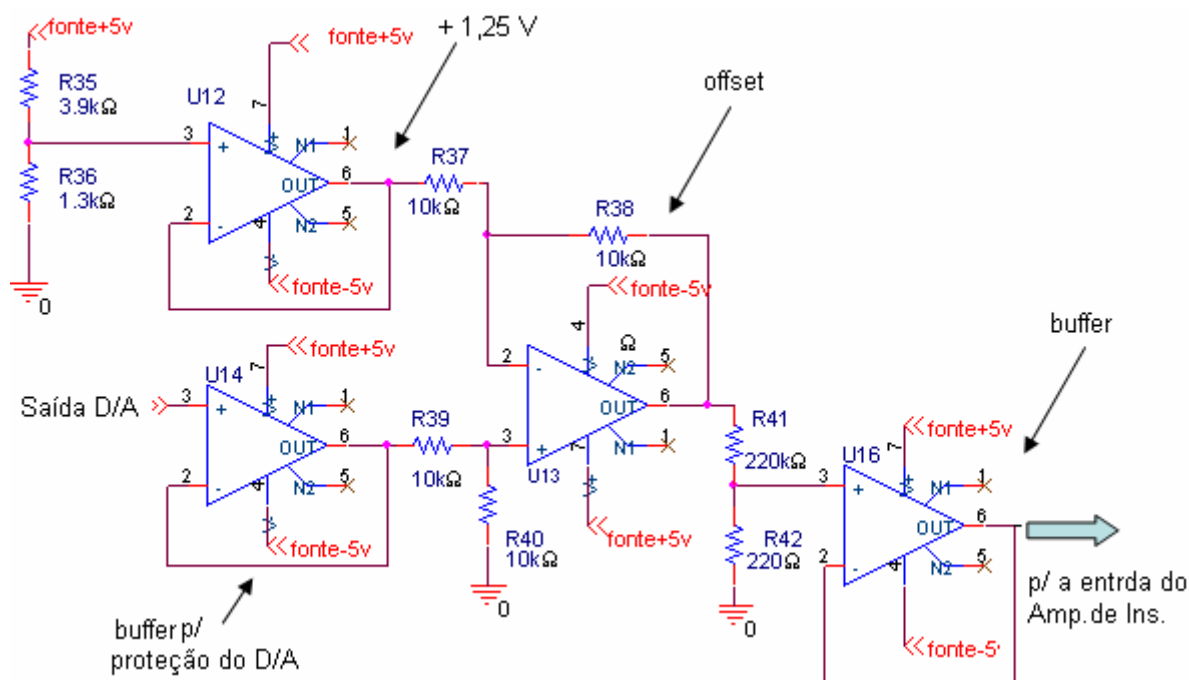


Figura 3.32 – Circuito utilizado para o condicionamento do sinal de teste gerado pelo conversor D/A.

A opção por um ou outro sinal é realizada pela configuração da ligação do jumper (J1), como mostrado na **figura 3.33**. Com J1 entre os pinos 2-4 e 1-3, a entrada do amplificador de instrumentação receberá o sinal do cabo dos eletrodos. A outra opção é quando J1 está entre os pinos 4-6 e 3-5. Neste caso, a entrada do amplificador de instrumentação receberá o sinal de teste da saída do conversor digital-analógico do microcontrolador.



Figura 3.33 - Jumper J1 do módulo fazendo a seleção entre o sinal dos eletrodos e o sinal de teste.

3.4.4 Circuito do Aluno

O circuito do aluno é montado em um circuito externo, por exemplo em um protoboard, e ligado ao módulo didático em substituição a um dos circuitos da cadeia de aquisição (amplificador de instrumentação, filtros e ganho final). Para isso foram dispostos conectores com as saída e entradas de cada circuito.

A ligação entre cada bloco do circuito da cadeia de aquisição pode ser interrompida através de uma chave *dip switch* (chave habilita circuitos), como mostrado a **figura 3.34**, interrompendo a ligação entre o bloco anterior e o bloco seguinte.

O sinal de saída de cada bloco está ligado a um conector (saídas disponíveis p/ o aluno), ficando disponível para ser utilizado pelo aluno em um circuito externo, como mostra a **figura 3.34**. Da mesma forma as entradas dos blocos, filtro passa-altas, passa-baixas, ganho e *offset* estão disponibilizadas no conector CN03, **figura 3.34**.

Com isso é possível substituir cada um dos blocos da cadeia de aquisição por um circuito externo, circuito do aluno, interrompendo a ligação entre os blocos da cadeia de aquisição através da posição dos botões da chave habilita circuitos.

A **figura 3.35** mostra um exemplo onde o filtro passa-altas é substituído por outro montado em um circuito externo, protoboard. Para isso os botões 1 e 2 da chave habilita circuitos são desligados. A saída do bloco anterior, amplificador de instrumentação, esta

disponível no pino 1 do conector saídas disponíveis para o aluno e a entrada do bloco seguinte, filtro passa-baixas, esta ligada ao pino 2 do conector CN03.

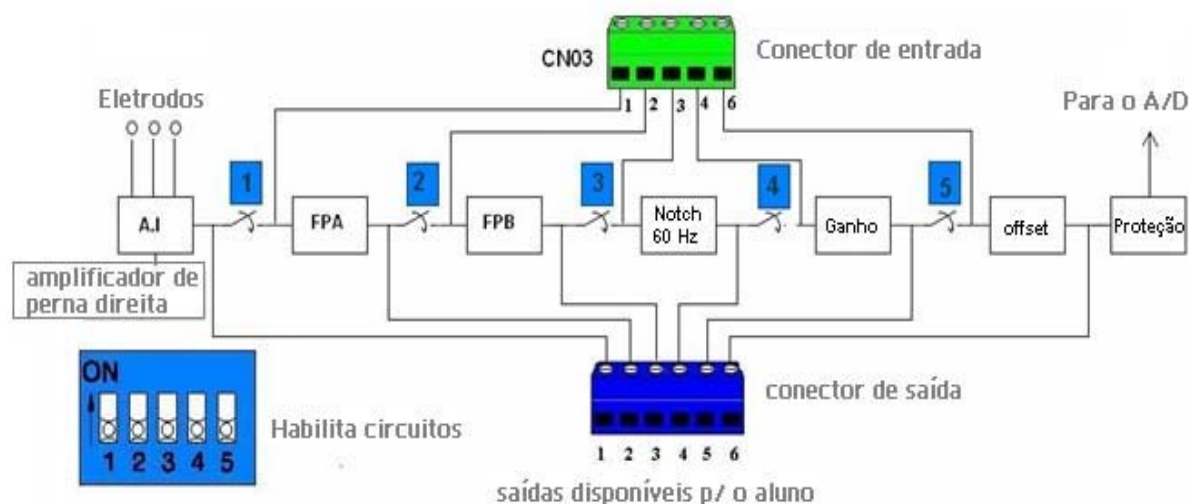


Figura 3.34 – Chave habilita circuitos interrompendo a ligação entre os circuitos da cadeia de aquisição.

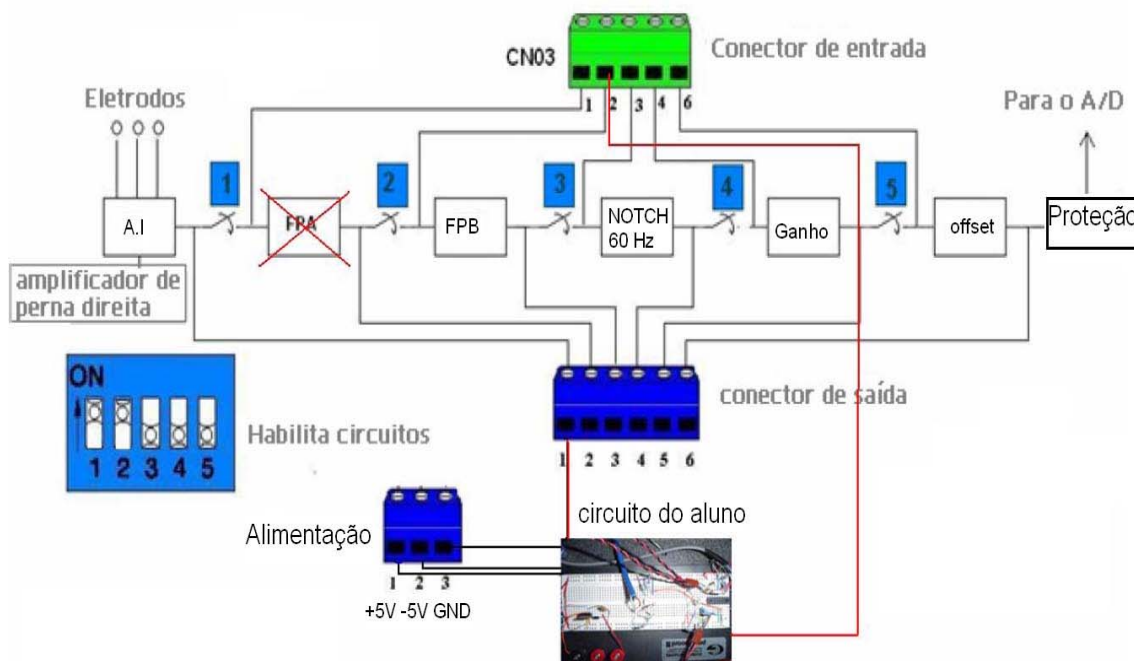


Figura 3.35 – Exemplo de uso do circuito do aluno, substituição do filtro passa-altas por um filtro montado pelo aluno em um protoboard.

Um conector dispõe +5V, -5V e referência (GND) para alimentação de um circuito externo (circuito do aluno), com uma corrente de até 100 mA. Este conector está mostrado em detalhe na **figura 3.17**.

3.5 FONTE DE ALIMENTAÇÃO

A alimentação dos circuitos do módulo base e módulos didáticos é realizada por uma fonte de alimentação externa com saídas de +5 Volts, - 5 Volts e +3,3 Volts. A fonte é conectada ao módulo base e deste deriva a alimentação para os módulos didáticos através dos conectores de ligação entre os mesmos.

A fonte apresenta isolamento elétrica entre a rede e o restante do equipamento (Módulo base e módulos didáticos). O esquema elétrico da fonte pode ser encontrado no **anexo IV**.

Os reguladores de tensão utilizados foram: LM7905(-5 Volts), LM7805(+5 Volts), LM3940(+3.3 Volts). Optou-se pelo uso de reguladores lineares por apresentam baixo nível de ruído da tensão de saída. Essa característica é desejável excepcionalmente na tensão de alimentação do microcontrolador, que admite um baixíssimo nível de ruído na tensão de alimentação (menos que 100 mA). Reguladores chaveados com esta característica possuem um custo bem mais elevado.

Os reguladores de + 5 e -5 Volts utilizados possuem proteção interna contra curto-circuito, o que é desejável visto que eventuais problemas desse tipo podem ocorrer durante a realização de aulas práticas.

3.6 SOFTWARE PARA VISUALIZAÇÃO DOS SINAIS

O *software* de visualização mostra na tela do computador os sinais processados pelo módulo base, funcionando basicamente como a tela de osciloscópio. Foi desenvolvido em C++ Builder 6.0 no grupo de pós graduandos do IEB-UFSC. As funcionalidades e o modo de operação do *software* estão descritas em detalhes no roteiro de aula prática no **anexo I** (item 4.1.2).

3.7 ROTEIRO DE AULA PRÁTICA

Para utilização do SPSB foram desenvolvidos roteiros de aulas práticas com experimentos utilizando o sistema (SPSB) na aquisição de sinais biomédicos. Estes roteiros apresentam um conteúdo inicial com alguns conceitos e fundamentos básicos sobre o assunto a ser abordado em aula prática. Além de um detalhamento sobre a utilização dos componentes de *hardware* (módulo base e módulos didáticos) e *software* de visualização. O conteúdo de aula prática escolhido para fazer parte deste trabalho é a **conversão analógico-digital**. O conversor analógico-digital é parte integrante de qualquer sistema de aquisição de sinais biomédicos que utilize, em alguma etapa do processo de aquisição, um elemento digital para processamento do sinal. A idéia é utilizar sinais biomédicos reais, adquiridos do corpo através de eletrodos (no caso sinais de ECG, EMG ou EOG) ou gerados pelo conversor D/A do microcontrolador (sinal simulado de ECG), para demonstrar na prática fundamentos de conversão analógico-digital. Em específico é mostrado na prática a relação entre a qualidade do sinal adquirido em relação ao número de bits do conversor (quantização). O roteiro de aula prática pode ser encontrado no **anexo I** (item 4.3).

CAPÍTULO 4

4. RESULTADOS

Este capítulo traz os resultados dos testes de bancada que determinam a funcionalidade do sistema (módulos de hardware, comunicação USB e *software* de visualização), além de testes de segurança elétrica e avaliação do sistema.

4.1 RESULTADOS DE BANCADA e TESTES DE FUNCIONALIDADE

4.1.1 Módulo de ECG

Os testes com o módulo didático de ECG para análise de desempenho foram realizados utilizando os sinais de um simulador de ECG (*ECG Simulator*) modelo *ECG Plus*, marca Bio-Tek (USA). Este simulador gera sinais com amplitudes que variam desde 0,5 mV até 2 mV com frequências que vão desde 60 bpm (batimentos por minuto) até 240 bpm. Inicialmente foi realizada uma avaliação qualitativa do sinal, comparando o sinal analógico do circuito de aquisição de ECG (entrada do conversor A/D do módulo base)

com uma saída auxiliar do simulador, com amplitude de 1 Volt de pico. Para aquisição dos sinais as saídas do módulo de ECG e saída do simulador foram conectadas nas entradas de um osciloscópio (TDS 2014 da Tektronix). Em um primeiro teste um sinal com amplitude de 1,5 mV de pico e frequência de 60 bpm foi aplicado à entrada do módulo de ECG. A **figura 4.1** mostra o sinal na saída do módulo de ECG, em comparação ao sinal de 1 Volt de pico da saída auxiliar do simulador. Nestes testes o ganho foi ajustado em 500. No canal 1 é mostrado o sinal gerado pelo simulador com amplitude de 1 Volt de pico. No canal 2 o sinal medido na saída do módulo de ECG (entrada do conversor A/D).

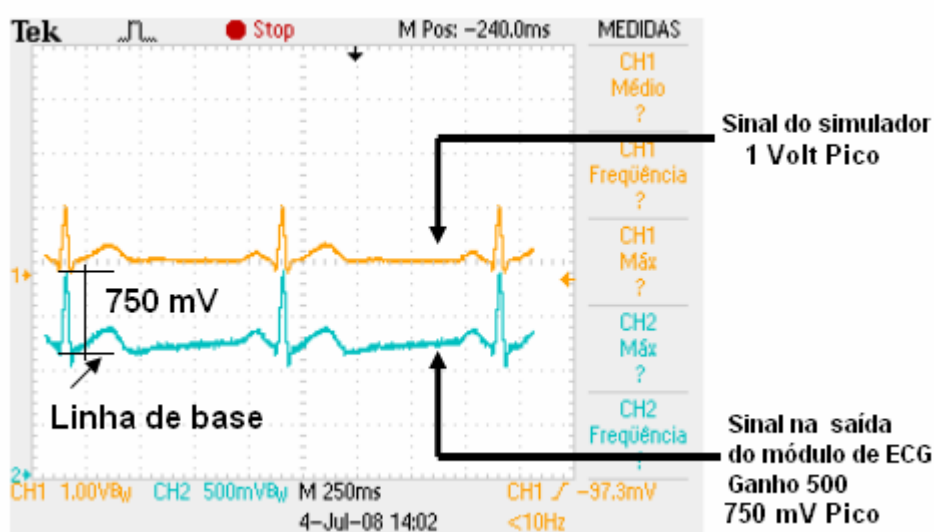


Figura 4.1 - Sinal de ECG gerado pelo simulador utilizando o sinal da derivação 2 aplicado à entrada do módulo de ECG.

Na **figura 4.1** é possível perceber um *offset* no sinal de saída do módulo de ECG. Conforme comentado anteriormente este nível DC de 1,25 Volts presente no sinal é necessário para ajustar a linha de base para metade da tensão de entrada do A/D (2,5 Volts). Dessa forma as amplitudes negativas dos sinais compreendem a faixa de 0 a 1,25 Volts e as amplitudes positivas de 1,25 a 2,5 Volts. O mesmo teste foi realizado utilizando um sinal com amplitude de 1 mV de pico e 60 bpm. Neste teste foi verificado a linearidade do ganho do amplificador, o sinal pode ser visto na **figura 4.2**. No canal 1 temos o sinal gerado pelo simulador com amplitude de 1 Volt de pico. No canal 2 temos o sinal medido na saída do módulo de ECG (entrada do conversor A/D).

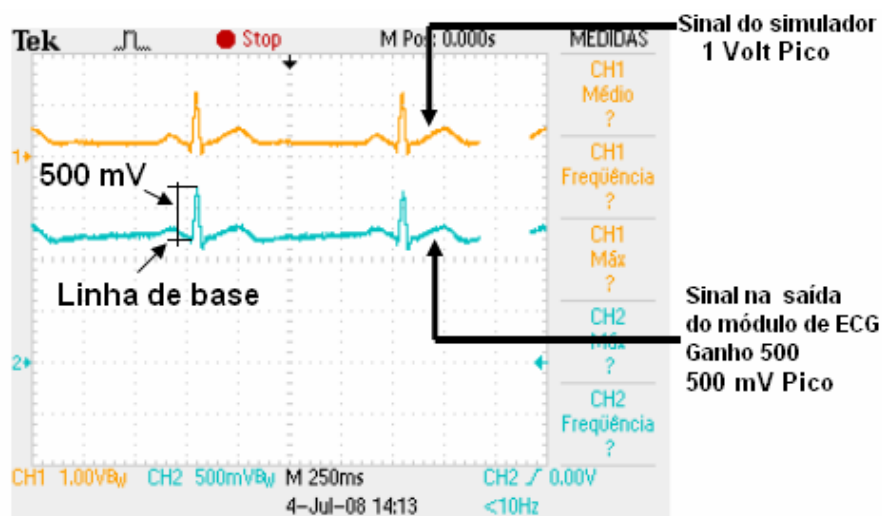


Figura 4.2 - Sinal de ECG gerado pelo simulador utilizando o sinal da derivação 2 aplicado à entrada do módulo de ECG.

Os resultados mostraram que o sinal de saída do módulo de ECG teve sua amplitude variando linearmente com relação à variação da amplitude de entrada, conforme previsto. Em outro teste realizado sobre as mesmas condições, agora aplicando um sinal de 120 bpm, mostrou uma resposta semelhante ao teste realizado anteriormente, com um sinal de 60 bpm. A **figura 4.3** mostra a resposta do ganho do amplificador a um sinal de 120 bpm. No canal 1 temos o sinal gerado pelo simulador com amplitude de 1 Volt. de pico. No canal 2 temos o sinal medido na saída do módulo de ECG (entrada do conversor A/D).

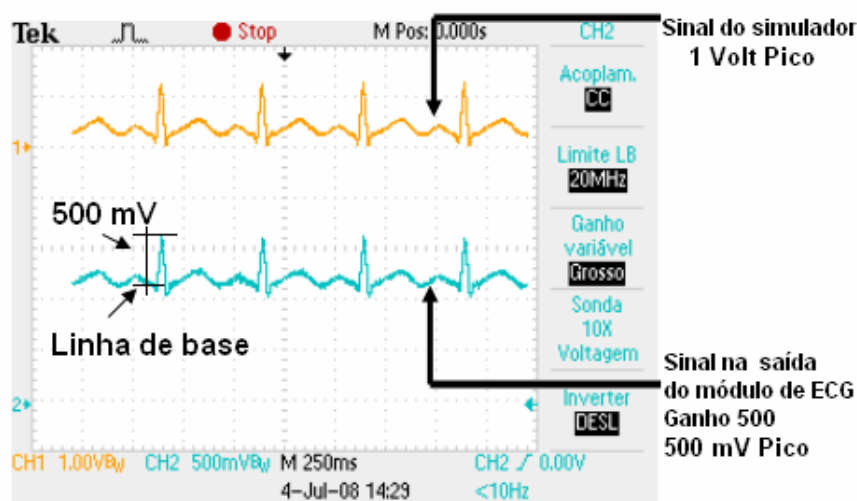


Figura 4.3 - Sinal de ECG gerado pelo simulador utilizando o sinal da derivação 2 aplicado à entrada do módulo de ECG.

O mesmo sinal gerado pelo simulador pode ser visto na tela do computador. O sinal de saída do módulo de ECG é enviado ao módulo base que digitaliza este sinal e envia ao computador, o *software* de visualização plota o sinal na tela do computador. A **figura 4.4** mostra o mesmo sinal das **figuras 4.2 e 4.3**, visualizadas na tela do computador.

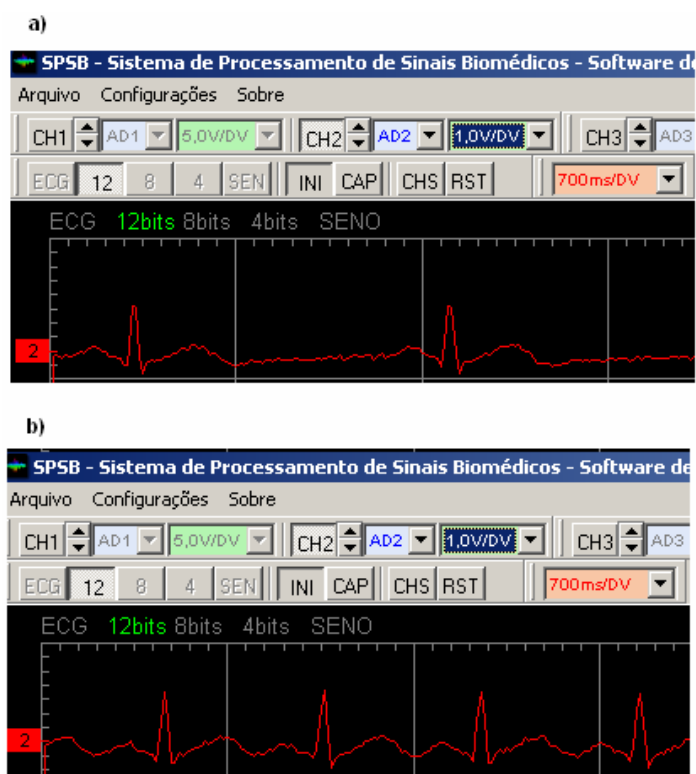


Figura 4.4 - Sinal gerado pelo simulador *ECG PLUS* visualizado na tela do computador. a) Sinal com amplitude de entrada de 1mV de pico e frequência de 60 bpm; b) Sinal com amplitude de 1mV de pico e frequência de 120 bpm. O ganho do módulo de ECG foi ajustado em 500.

4.1.2 Módulos de EMG e EOG

Nos testes de funcionalidade para análise de desempenho dos módulos de EMG e EOG foram comparados os sinais adquiridos por estes a um sistema comercial de aquisição de sinais eletrofisiológicos: o BIOPAC da BIOPAC SYSTEMS. Os sinais foram adquiridos do autor deste trabalho voluntariamente. Nestes testes, os sinais foram adquiridos simultaneamente com os dois equipamentos. Para comparação dos dois sinais foi escolhido, arbitrariamente, um evento presente no sinal. No caso do EOG um movimento ocular e no caso do EMG uma contração muscular. Nestes sinais foram comparados tempo

(intervalo de tempo entre o início e o fim do evento) e amplitude. A amostragem utilizada para os dois casos foi de 1 kHz (amostragem do BIOPAC e amostragem do conversor A/D do microcontrolador). As **figuras 4.5 e 4.6** apresentam os sinais adquiridos pelos dois sistemas.

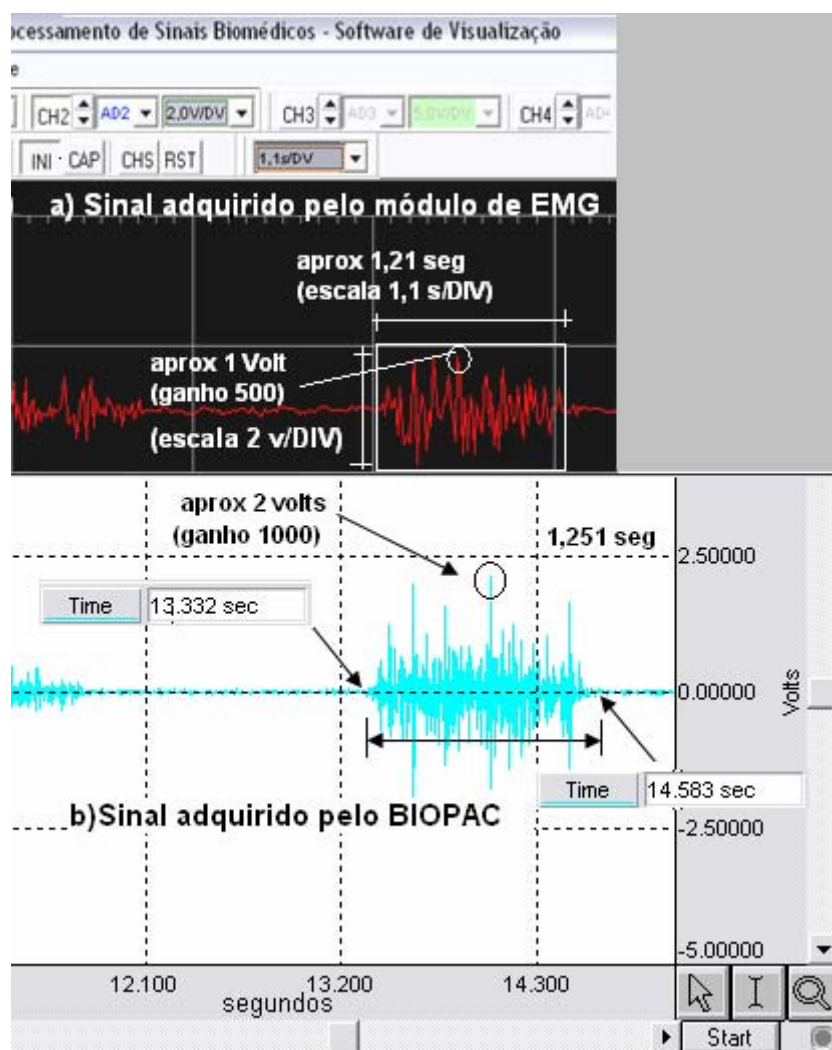


Figura 4.5 – Comparação entre o sinal de EMG adquirido entre o sistema comercial BIOPAC e o módulo de EMG. Neste registro foram adquiridos sinais da cabeça longa do biceps medial com referência no pronador.

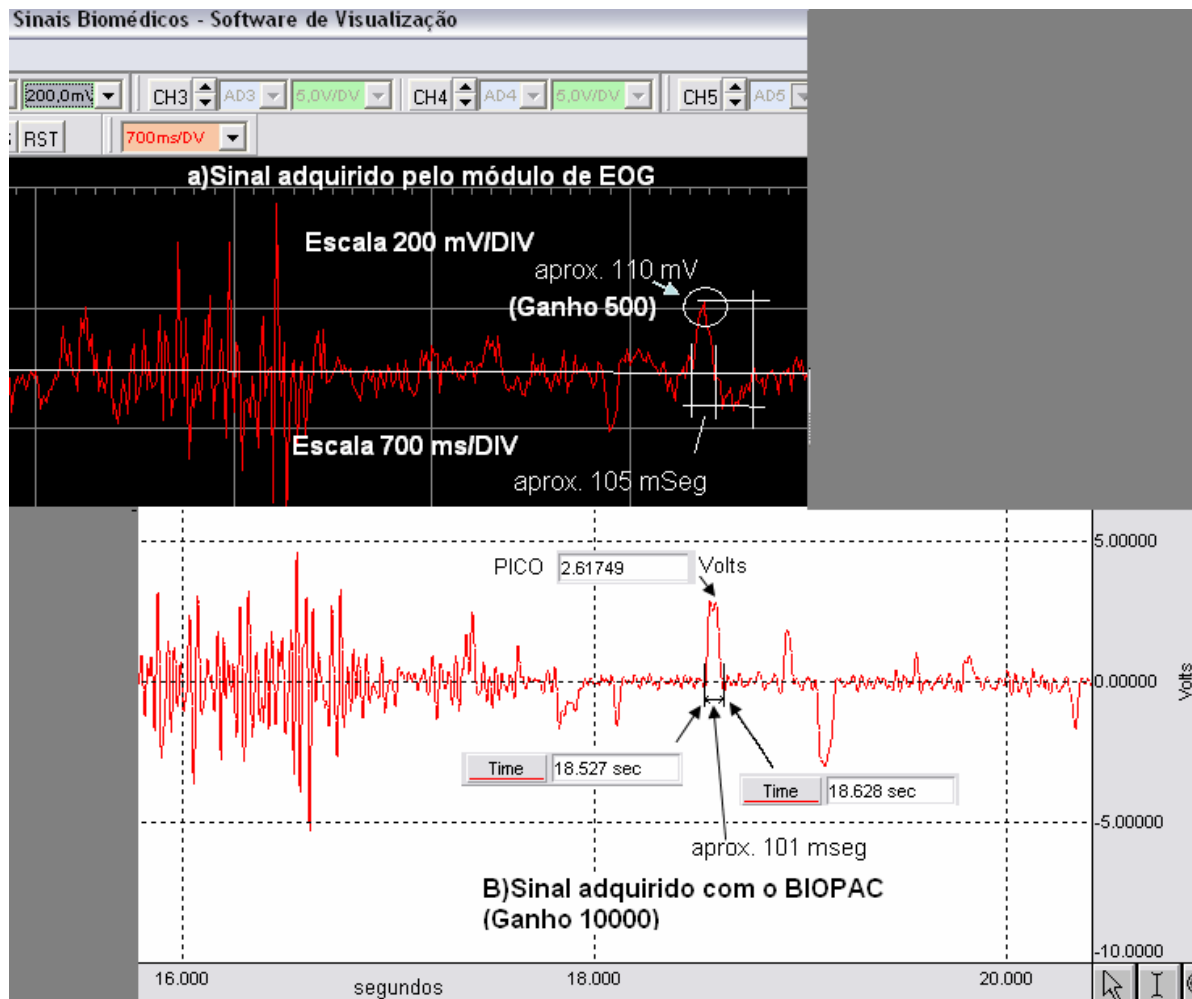


Figura 4.6 – Comparação entre o sinal de EOG adquirido entre o sistema comercial BIOPAC e o módulo de EOG. O registro da movimentação ocular foi feito na região orbital lateral nos dois olhos com referência na região mentoniana, medição do movimento horizontal.

Fazendo uma mensuração de amplitude e duração dos eventos ocorridos nos sinais de EMG e EOG das **figuras 4.5** e **4.6** pode-se perceber uma semelhança entre os sinais captados pelos dois sistemas. Na **figura 4.5 (a)** o sinal resultante de uma contração muscular captado pelo SPSB teve duração aproximada de 1,21 segundos e amplitude de pico de 1 Volt, sendo o ganho do sistema de 500. O mesmo sinal captado pelo sistema comercial BIOPAC, apresentado na **figura 4.5 (b)**, teve duração aproximada de 1,251 segundos e amplitude de pico de 2 Volts, sendo o ganho do sistema de 1000. Na **figura 4.6 (a)** o sinal de EOG resultante de um movimento ocular adquirido pelo SPSB apresentou duração aproximada de 105 ms e amplitude de 200 mV, sendo o ganho do sistema de 500. O mesmo sinal captado pelo BIOPAC, mostrado na **figura 4.6 (b)**, apresentou duração

aproximada de 101 ms e amplitude de pico de 2,617 Volts, sendo o ganho do sistema de 10000.

A resposta em frequência dos filtros que compõem a cadeia de aquisição dos módulos de ECG, EMG e EOG foi obtida por simulação utilizando o *software* SG2 desenvolvido por SCHWEDERSKY & NOCETI-FILHO (2005). Este programa realiza uma análise estatística da resposta do sistema considerando o erro associado aos componentes. O gráfico resultante das simulações apresenta três curvas. Uma com a resposta ideal e outras duas considerando o erro associado aos componentes. O erro na resposta do sistema considera a média (μ) mais ou menos três desvios padrões (σ) em relação à curva de distribuição normal.

As **figuras 4.7 a 4.12** mostram o diagrama de bode para os filtros passa-baixas, passa-altas e Notch utilizados nos módulos de ECG, EMG e EOG.

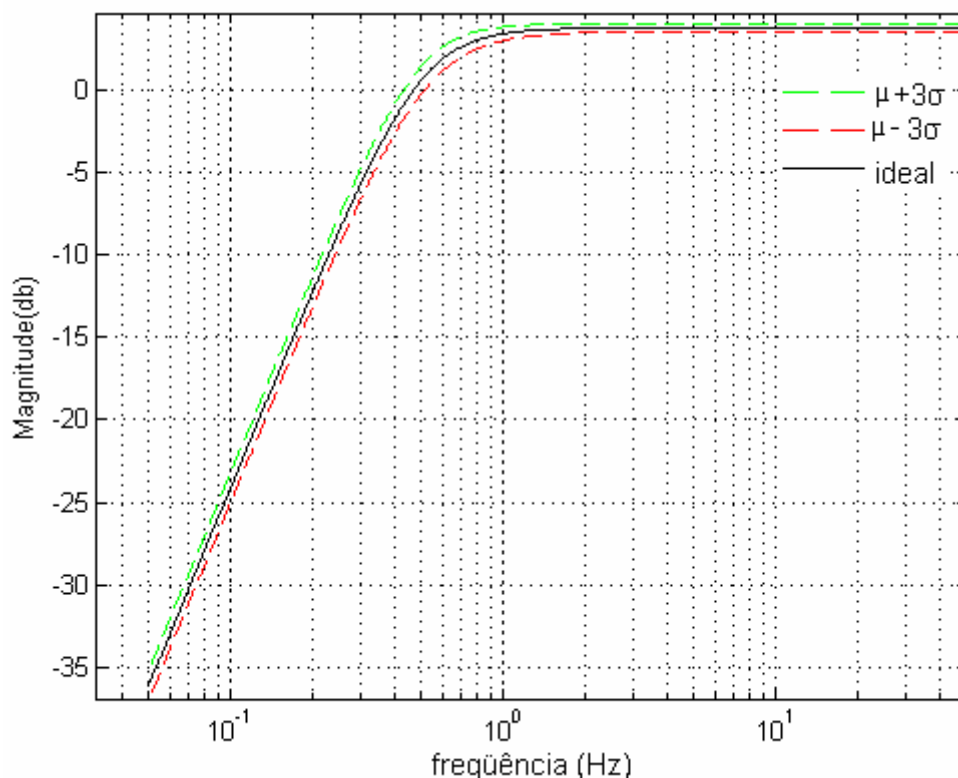


Figura 4.7 - Simulação da resposta em resposta em frequência para o filtro passa-altas utilizado nos módulos de EOG e ECG (frequência de corte 0,5 Hz e ganho de 1,545).

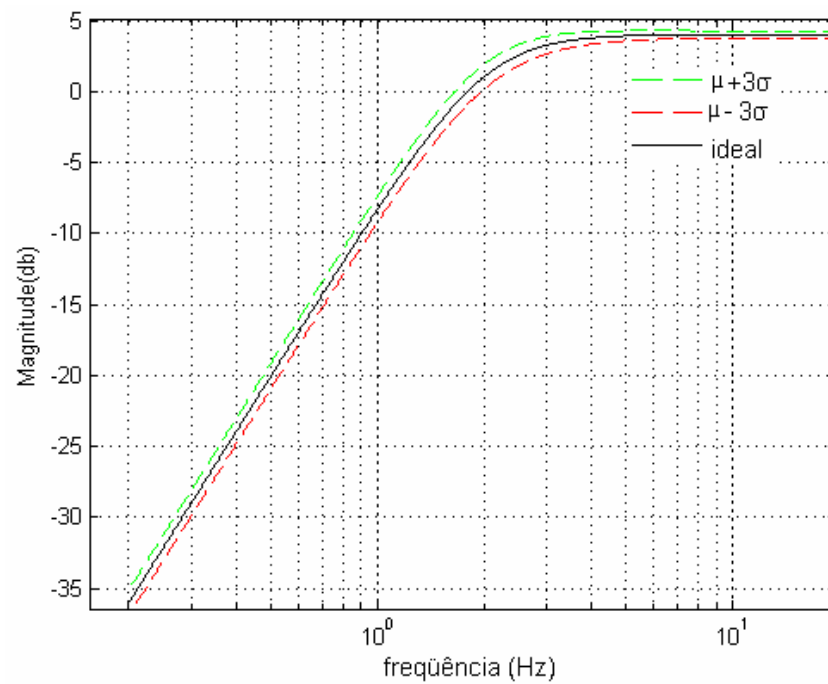


Figura 4.8 - Simulação da resposta em frequência para o filtro passa-altas utilizado no módulo de EMG (frequência de corte 2 Hz e ganho de 1,591).

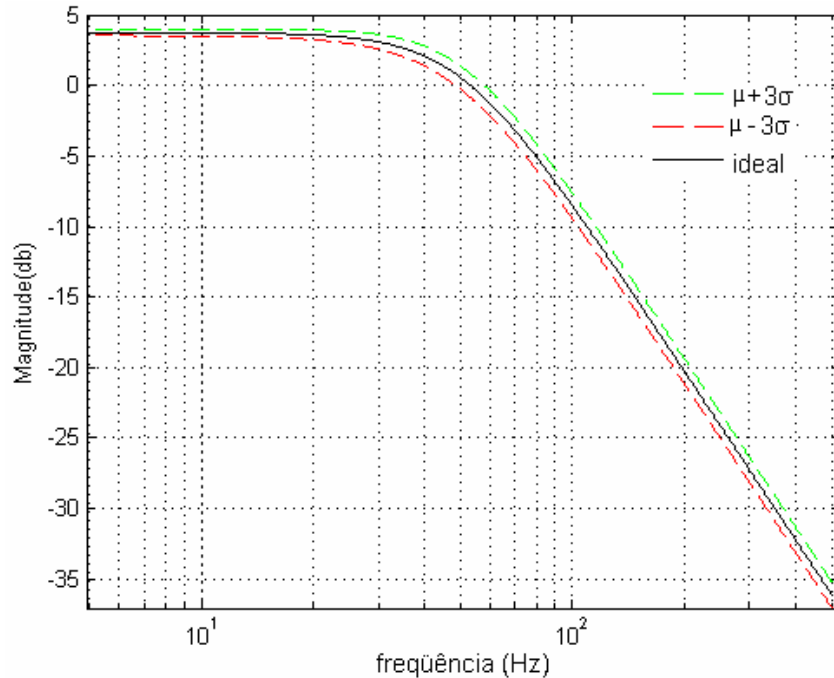


Figura 4.9 - Simulação da resposta em frequência para o filtro passa-baixas utilizado no módulo de ECG (frequência de corte de 50 Hz e ganho de 1,545).

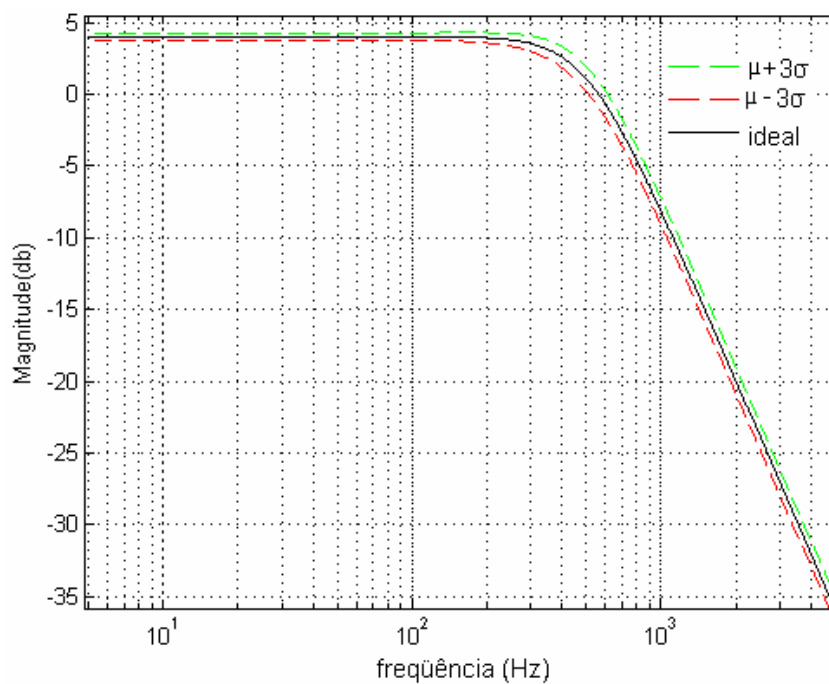


Figura 4.10 - Simulação da resposta em frequência para o filtro passa-baixas utilizado no módulo de EMG (frequência de corte de 500 Hz e ganho de 1,591).

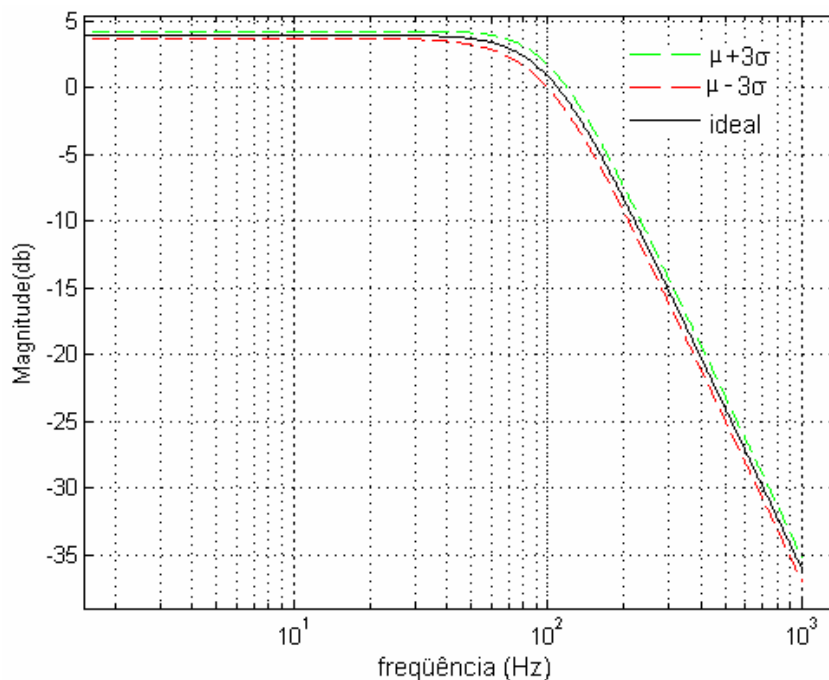


Figura 4.11 - Simulação da resposta em frequência para o filtro passa-baixas utilizado no módulo de EOG (frequência de corte 100 Hz e ganho de 1,581).

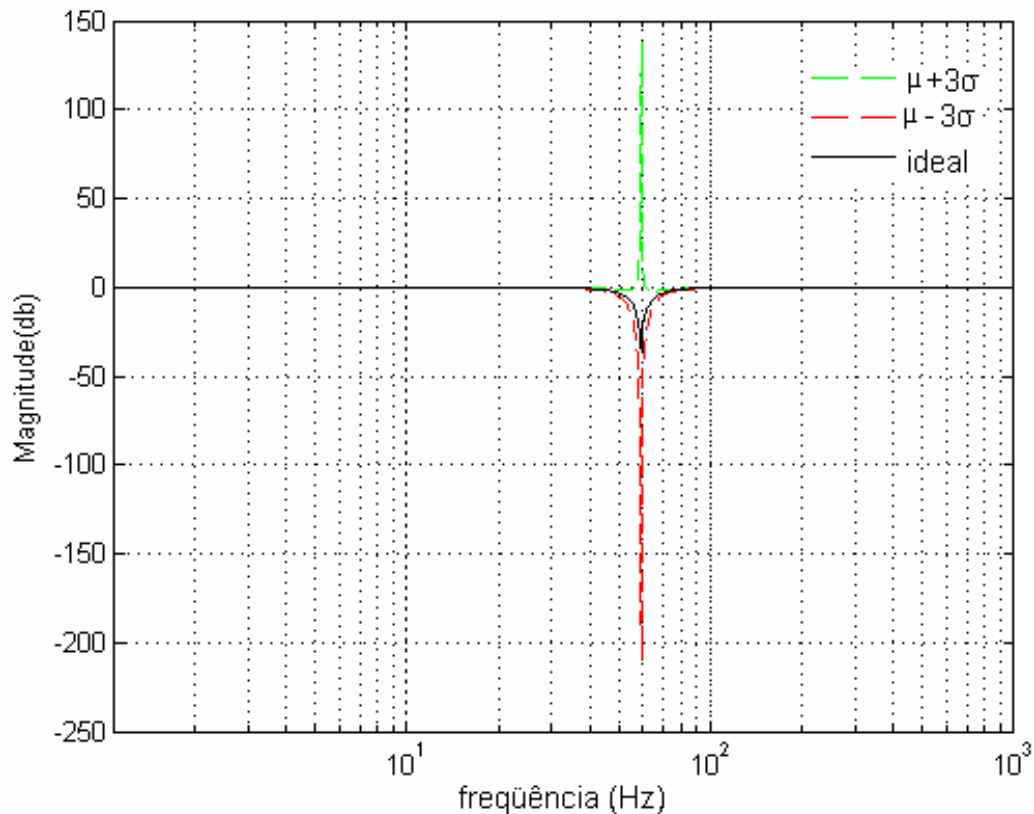


Figura 4.12 - Simulação da resposta em frequência para o filtro Notch de 60 Hz utilizado nos módulos de ECG, EMG e EOG.

4.1.3 Envio dos sinais em 12, 8 e 4 bits

Para alterar o número de bits com o qual o sinal adquirido é enviado ao computador foi implementada uma rotina no *firmware* embarcado no microcontrolador do módulo base. Este recurso permite que o usuário visualize o sinal adquirido com um número diferente de bits 12, 8 ou 4 bits. A **figura 4.13** mostra o sinal simulado de ECG sendo adquirido em 12, 8 e 4 bits.

Através da **figura 4.13** podemos perceber visualmente a nítida diferença entre o sinal plotado a partir de 12 ou 8 bits e entre o sinal de 4 bits, a perda de informação é evidente no sinal de 4 bits em comparação com os outros sinais.



Figura 4.13 – Comparação entre o sinal simulado de ECG enviado ao computador com diferente número de bits.

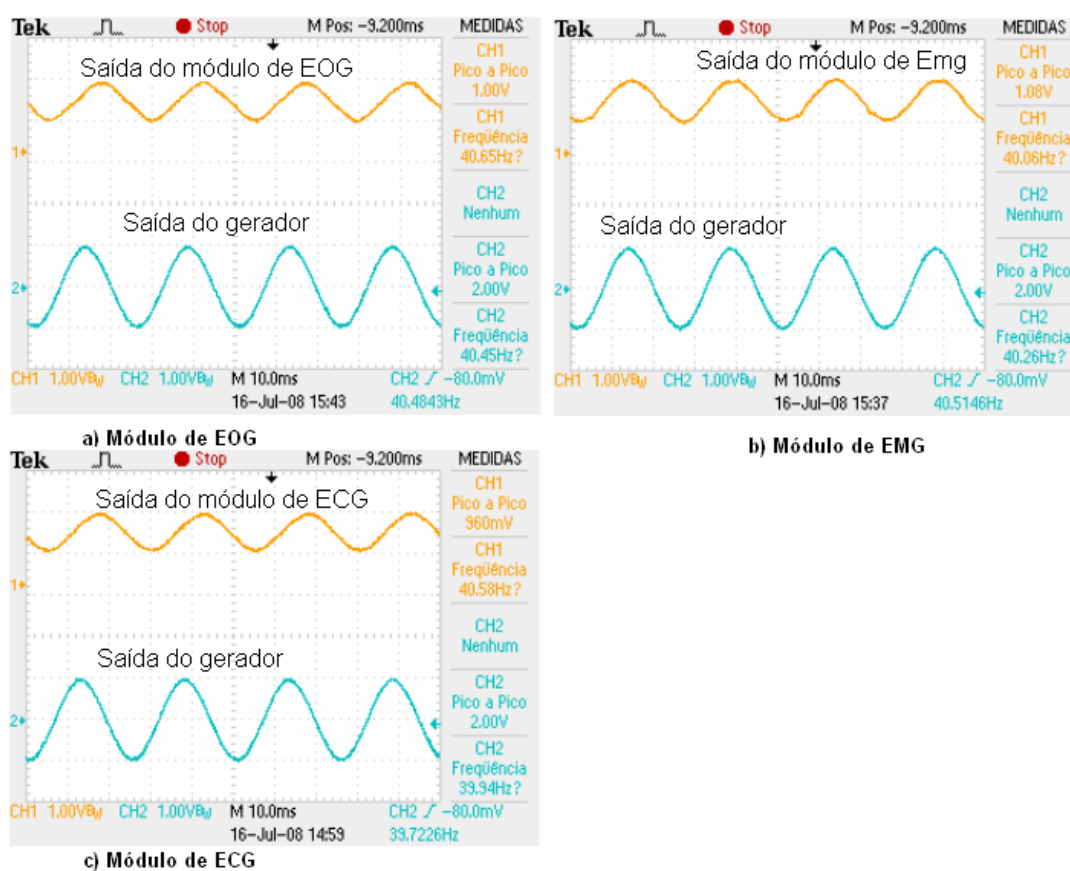
4.1.4 Teste do ganho

Os ganhos dos módulos de ECG, EMG e EOG foram medidos utilizando uma senoide aplicada à entrada do cabo dos eletrodos, fazendo uso de um divisor de tensão para atingir níveis que não causassem saturação dos amplificadores. Um sinal com amplitude de 1 Volt de pico foi atenuado 1000 vezes por um divisor resistivo, atingindo a amplitude de 1 mV de pico. Através da amplitude do sinal de saída dos módulos pode-se determinar o ganho. A **figura 4.14** mostra o sinal aplicado à entrada do divisor resistivo em comparação com o sinal de saída nos três módulos.

Através das amplitudes dos sinais de saída da **figura 4.14** é possível determinar o ganho real dos módulos. A **tabela 4.1** traz os resultados dos ganhos calculado, medido e o erro calculado.

Tabela 4.1 – Ganho calculado, ganho medido e erro calculado.

Ganho	Módulo ECG	Módulo EMG	Módulo EOG
Medido	480	540	500
Calculado	499,74	500,21	499,67
Erro(%)	3,95	0,47	7,95

**Figura 4.14 – Sinal medido na saída dos três módulos (canal 1) em comparação ao sinal aplicado à entrada do divisor resistivo (canal 2).**

Uma análise no erro do ganho dos sistemas pode ser feita utilizando o *software* SG2 desenvolvido por SCHWEDERSKY & NOCETI-FILHO (2005). Através de uma análise estatística de erro o programa insere a parcela de erro associada a cada componente. Uma curva representa a resposta em frequência do circuito considerando resistores e capacitores ideais, levando em conta apenas o erro associado a cada amplificador. Outras duas curvas consideram o erro associado a cada amplificador mais a parcela de tolerância de fabricação de capacitores e resistores considerando uma

probabilidade de 99,74% de ocorrência, ou seja, a média (μ) mais ou menos três desvios padrões (σ) em relação à curva de distribuição normal, (NOCETI-FILHO, 2003). As figuras 4.15 a 4.17 mostram os valores máximo e mínimo dos ganhos dos sistemas.

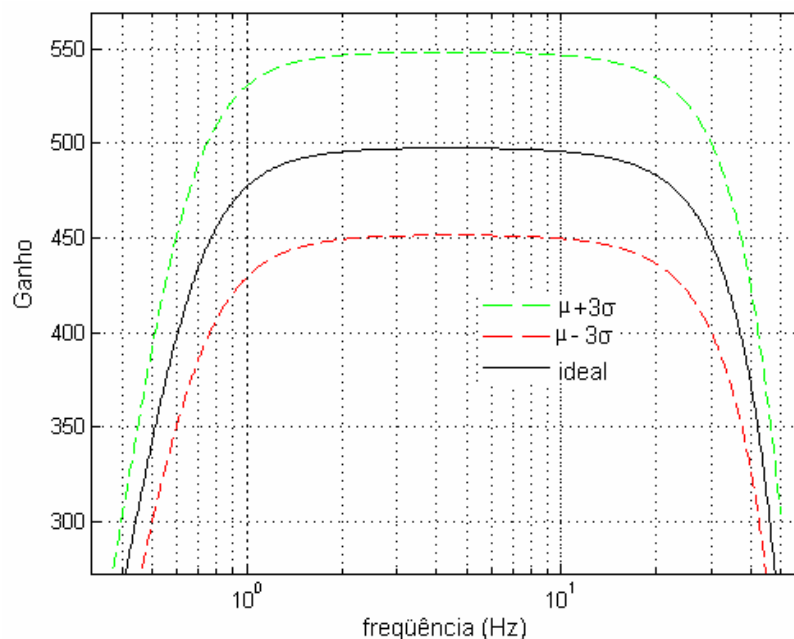


Figura 4.15 - Simulação do valor máximo e mínimo do ganho considerando o erro associado aos componentes para o módulo de ECG.

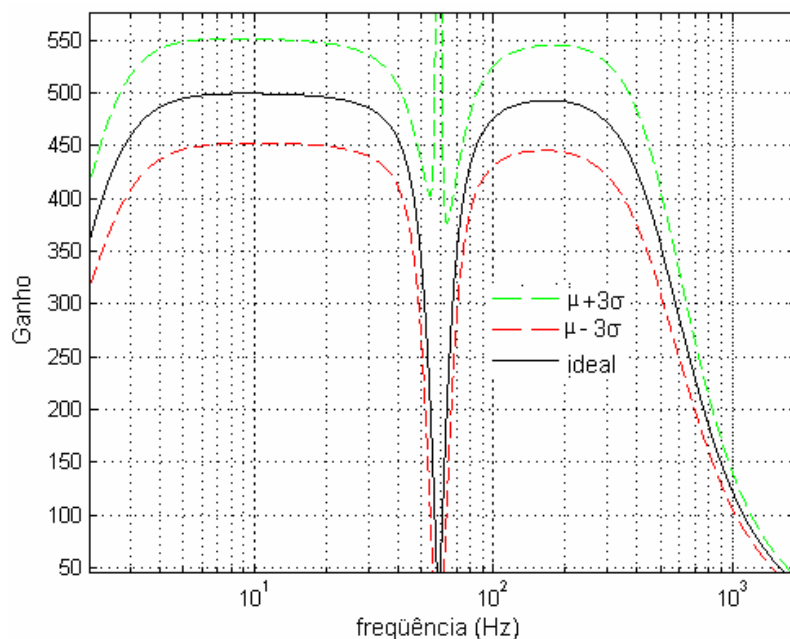


Figura 4.16 - Simulação do valor máximo e mínimo do ganho considerando o erro associado aos componentes para o módulo de EMG.

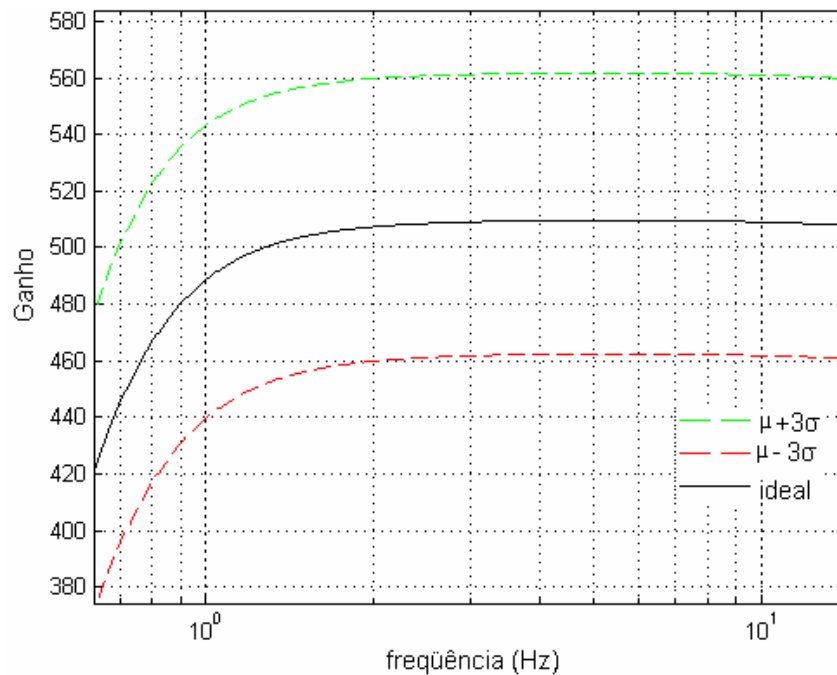


Figura 4.17 - Simulação do valor máximo e mínimo do ganho considerando o erro associado aos componentes para o módulo de EOG.

Realizando uma análise comparativa entre o ganho simulado e o ganho medido para os três sistemas é possível perceber que o erro encontrado no teste do ganho está dentro dos possíveis valores de ganho apresentado nas **figuras 4.15, 4.16 e 4.17** com uma probabilidade de 99,74% de ocorrência.

4.1.5 Ponteira exploradora e circuito do aluno

Os testes com a ponteira exploradora e o circuito do aluno foram realizados utilizando dois sinais, o sinal simulado de ECG e uma senoide. Em um primeiro teste foi utilizado o sinal simulado de ECG. Neste teste o sinal da saída do módulo (entrada do conversor A/D) foi medido com a ponteira exploradora. A **figura 4.18**, mostra o sinal na saída do circuito da ponteira comparado ao sinal de saída do circuito de aquisição. Em um teste semelhante uma senoide foi aplicada à entrada do cabo dos eletrodos, o sinal do gerador de funções foi aplicado a um divisor resistivo para adequar o nível de tensão a um valor que não saturasse os amplificadores, a **figura 4.19** mostra o sinal medido pela ponteira exploradora na tela do computador e o sinal medido pelo osciloscópio.

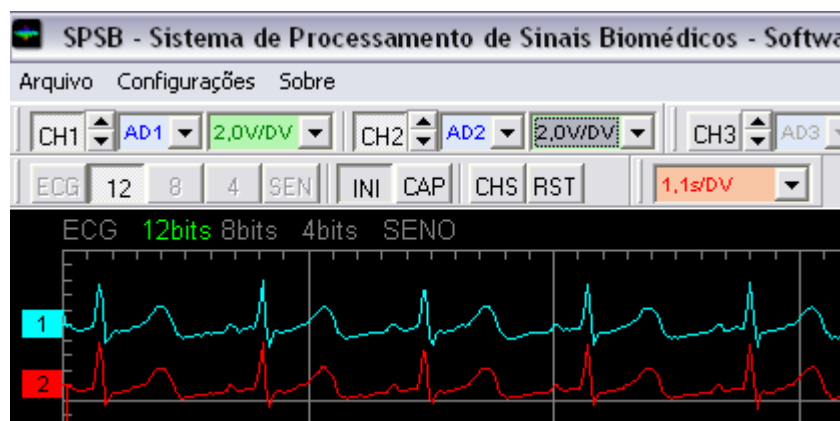


Figura 4.18 - Comparação entre os sinais medidos com o a ponteira exploradora e com o circuito de aquisição. No canal 1 o sinal simulado de ECG é medido com a ponteira exploradora na saída da etapa de ganho final. O canal 2 traz o sinal de ECG simulado captado pelo circuito da cadeia de aquisição.

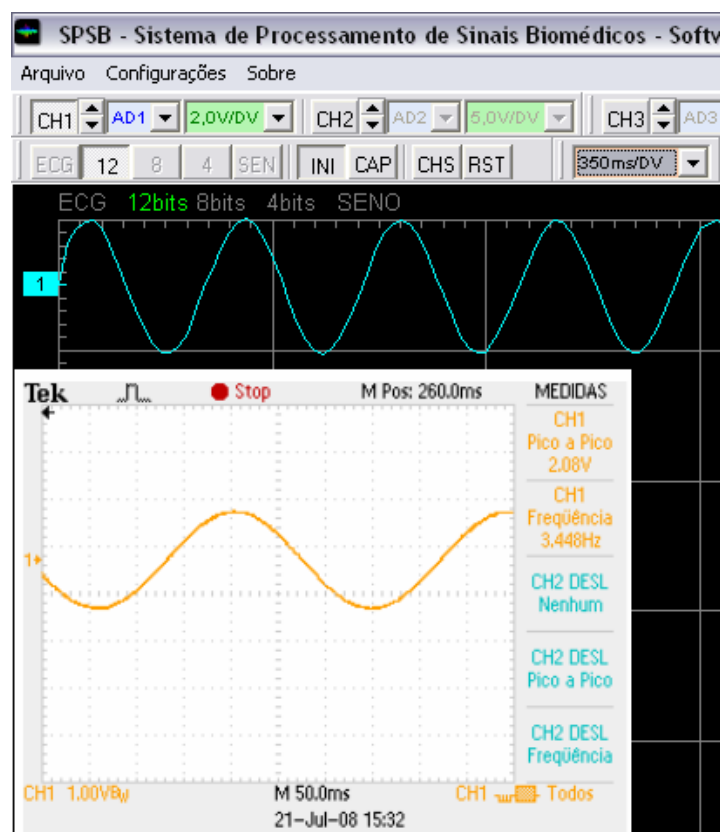


Figura 4.19 - Comparação entre os sinais medidos com o osciloscópio e com a ponteira exploradora.

No teste realizado com o circuito do aluno o filtro passa-baixas da cadeia de aquisição foi substituído por outro com a mesma configuração, montado externamente em

um protoboard. O primeiro teste mostra o sinal simulado de ECG adquirido com e sem a presença do circuito do aluno inserido na cadeia de aquisição, a **figura 4.20** mostra o resultado deste teste.



Figura 4.20 - Comparação do sinal medido com e sem a presença do circuito do aluno.

Outro teste mostra uma senoide adquirida na saída do módulo de ECG, para as mesmas condições do teste anterior, o resultado pode ser visto na **figura 4.21**. Neste teste foi medido o ruído causado pela inserção do circuito do aluno na cadeia de aquisição. O sinal foi medido na saída do módulo de ECG.

Os testes mostraram que o sinal adquirido pela ponteira é muito semelhante ao adquirido pelo circuito de aquisição, sendo adequado para avaliar os sinais adquiridos pelo módulo. Os sinais da **figura 4.21** mostraram que o nível de ruído inserido pelo circuito do aluno é pequeno, aproximadamente 4 mV, podendo ser considerado adequado para a aplicação proposta.

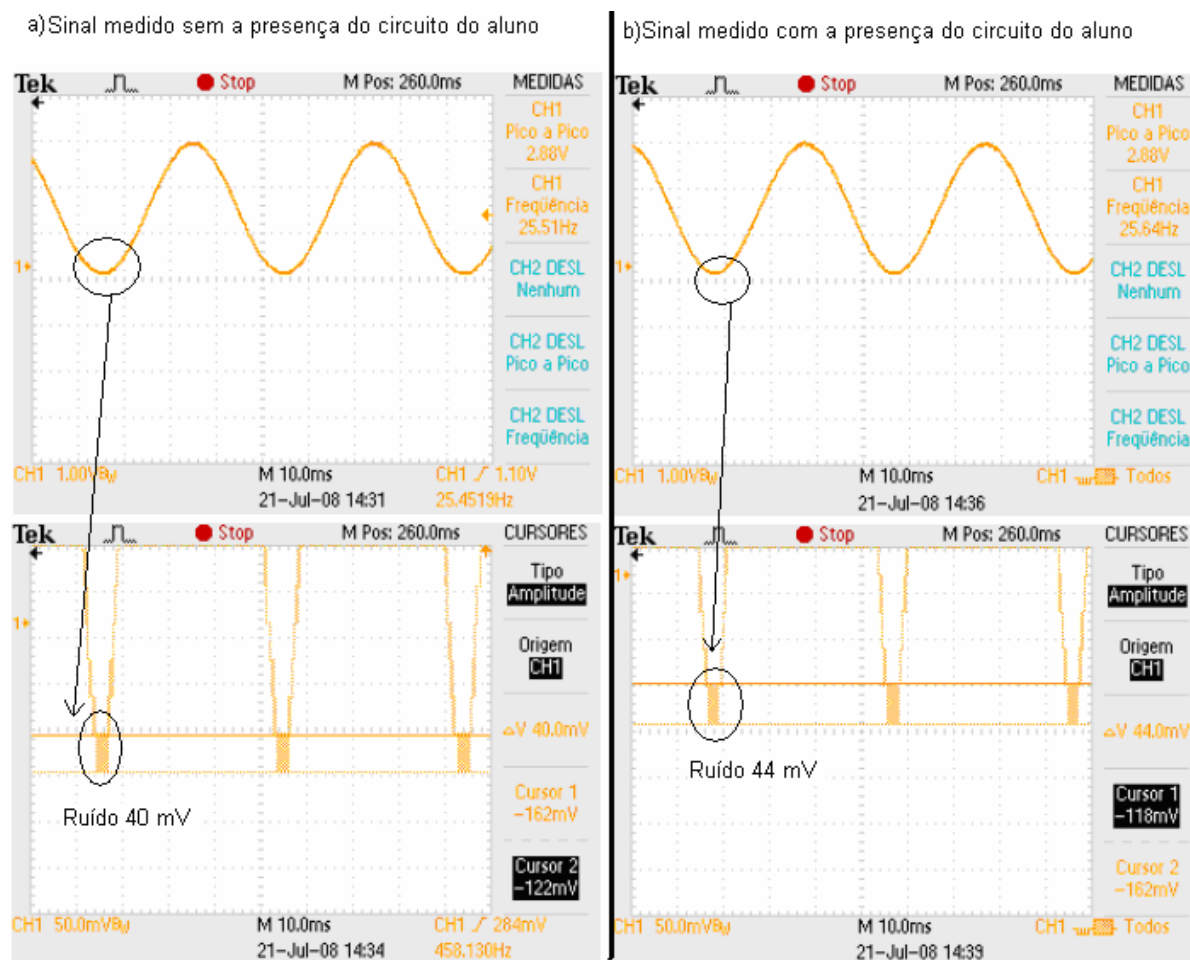


Figura 4.21 - Ruído inserido pela presença do circuito do aluno.

4.2 TESTES INTEGRADOS

Para verificar a integridade entre a comunicação dos elementos do sistema foi realizado um teste entre *hardware*, *software* e comunicação USB. Neste teste um sinal eletromiográfico é captado pelo módulo de EMG e enviado ao computador pelo módulo base, o *software* de visualização plota o sinal na tela do computador. Este teste verifica se há erros na conversão A/D do módulo base, no envio dos sinais digitais para o computador ou na plotagem dos sinais pelo *software*. O objetivo deste teste é verificar possíveis erros ou na transmissão, ou na plotagem do sinal. No procedimento de teste realizado um osciloscópio captura o sinal de EMG na saída do módulo didático (entrada do conversor A/D do módulo base), para posterior comparação com o sinal plotado pelo *software* de visualização. Os “pacotes” de dados com o resultado das conversões são enviados ao

computador via interface USB, o *software* de visualização recebe estes “pacotes” extrai a informação de resposta das conversões e plota o sinal na tela do computador. Com o auxílio do *software* docklight versão 1.6.8, a informação digital enviada pela USB, em formato hexadecimal, é gravada em um arquivo de texto, o resultado da conversão de cada canal é então separado e convertido em uma tabela com valores de base decimais. Os resultados são utilizados para traçar um gráfico que servirá de comparação entre os três diferentes meios, osciloscópio, *software* de visualização e um gráfico com o resultado dos dados digitais recebidos via interface USB. A **figura 4.22** mostra o sinal captado pelo osciloscópio na entrada do conversor A/D em comparação ao sinal plotado pelo software de visualização e o gráfico traçado a partir dos valores digitais enviados pela comunicação USB.

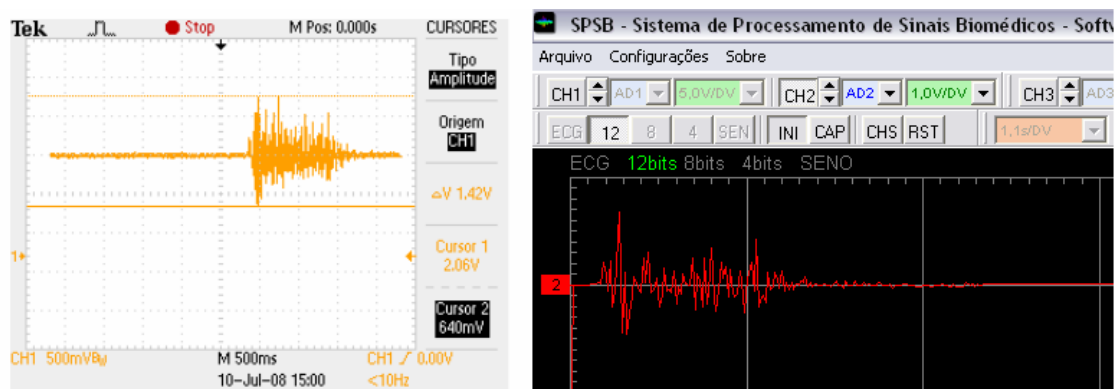


Figura 4.22 - Comparação entre os sinais adquiridos pelo osciloscópio, plotado pelo software de visualização e o gráfico obtido a partir dos dados de entrada da porta USB. Os sinais foram adquiridos da cabeça longa do biceps medial com referência no pronador.

Analisando o sinal da figura 4.22 (a) é possível observar uma semelhança entre o sinal de EMG na tela do osciloscópio e o gráfico traçado a partir dos dados da USB ((figura 4.22 (c)). Outro aspecto que pode ser notado é que o mesmo sinal visto na tela do computador (figura 4.22 (b)) é traçado a partir de um número de pontos menor.

4.3 TESTES DE SEGURANÇA ELÉTRICA

Foram realizados testes de conformidade para verificação do grau de proteção e segurança contra choque elétrico segundo as normas da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). Estes testes foram realizados no Laboratório de Avaliação Técnica (LAT) do Instituto de Engenharia Biomédica da UFSC e seguiram os padrões regidos, especificamente, pelas normas **NBR IEC 60601-2-25/2001**, **NBR IEC 60601-2-48/1998** e norma geral **NBR IEC 601-1/94**, normas estas discutidas com maiores detalhes no capítulo 2. Segundo estas normas o equipamento recebe a seguinte classificação (as subcláusulas da norma geral são colocadas entre parênteses):

a) (5.1) De acordo com o tipo de proteção contra choque elétrico:

(5.1 a) “Equipamento energizado por uma fonte de alimentação externa:”

- Equipamento com partes aplicadas¹ de classe II: “EQUIPAMENTO no qual a proteção contra choque elétrico não se fundamenta apenas na ISOLAÇÃO BÁSICA, mas incorpora ainda precauções de segurança adicionais, como ISOLAÇÃO DUPLA ou ISOLAÇÃO REFORÇADA, não comportando recursos de aterramento para proteção, nem dependendo de condições de instalação” (2.2.5).

b) (5.2) “De acordo com o grau de proteção contra choque elétrico:”

- Equipamento com partes aplicadas de tipo BF: “EQUIPAMENTO DE TIPO B com uma PARTE APLICADA DE TIPO F” (2.2.25).

¹ **Parte aplicada** segundo a Subcláusula (2.1.5) da norma geral NBR IEC 601-1/94 é definida como: “Uma parte do EQUIPAMENTO que em UTILIZAÇÃO NORMAL:”

- necessariamente entra em contato físico com o PACIENTE para que o EQUIPAMENTO realize sua função; ou

- pode entrar em contato com o PACIENTE; ou

- precisa ser tocada pelo PACIENTE.

Onde o equipamento de tipo B é classificado como: “EQUIPAMENTO que proporciona um grau de proteção especial contra choque elétrico, particularmente quanto à: Corrente de fuga admissível e Confiabilidade da conexão de aterramento para proteção (se existente)” **(2.2.24).**

Parte aplicada do tipo F é classificada como: “PARTE APLICADA isolada das outras partes do EQUIPAMENTO por um grau tal que não flui nenhuma corrente maior do que a CORRENTE DE FUGA ATRAVÉS DO PACIENTE permitida em CONDIÇÃO ANORMAL SOB UMA SÓ FALHA se uma tensão não intencional originada de uma fonte externa é conectada ao PACIENTE, e dessa forma aplicada entre a PARTE APLICADA e o terra”**(2.1.7).**

De acordo com a norma **NBR IEC 601-1/94** as correntes de fuga recebem a seguinte classificação:

“Corrente não funcional. São definidas as seguintes CORRENTES DE FUGA: CORRENTE DE FUGA PARA O TERRA, CORRENTE DE FUGA ATRAVÉS DO GABINETE e CORRENTE DE FUGA ATRAVÉS DO PACIENTE” **(2.5.3).**

Das correntes de fuga mencionadas, são realizados testes de corrente de fuga através do paciente e corrente de fuga através do gabinete. O teste de corrente de fuga para o terra não se aplica neste caso, pois o equipamento possui partes aplicadas de classe dois e não possui terra. Os testes de corrente de fuga através do paciente são realizados sob três diferentes modalidades, corrente de fuga através do paciente, corrente de fuga auxiliar através do paciente, corrente de fuga através do paciente com aplicação de tensão sobre as partes aplicadas.

“Corrente de fuga através do paciente: Corrente que circula da PARTE APLICADA, através do PACIENTE, para o terra, ou passando do PACIENTE para o terra, através de uma PARTE APLICADA de TIPO F (eletricamente isolada das outras partes do equipamento), e devido ao aparecimento indesejado, no PACIENTE, de uma tensão proveniente de fonte externa” **(2.5.6).**

“Corrente de fuga auxiliar através do paciente: Corrente que circula através do PACIENTE, em UTILIZAÇÃO NORMAL, entre elementos da PARTE APLICADA, e que não é destinada a produzir um efeito fisiológico, por exemplo: corrente de polarização de um amplificador ou corrente utilizada em pletismografia por medição de impedância” (2.5.4).

“Corrente de fuga através do gabinete: Corrente que circula através do GABINETE ou de suas partes, excluindo-se PARTES APLICADAS, acessíveis em UTILIZAÇÃO NORMAL ao OPERADOR ou ao PACIENTE, que passa através de uma LIGAÇÃO CONDUTIVA externa, diversa do CONDUTOR DE ATERRAMENTO PARA PROTEÇÃO, e através do terra ou de outra parte integrante do GABINETE” (2.5.2).

Para realização dos testes foi utilizado um analisador de segurança eletromédica marca Fluke modelo 601PRO. Este equipamento é certificado pelo LABELO (Laboratórios Especializados em EletroEletrônica, Calibração e Ensaios), da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, sob certificado de calibração N° E1145/2007. A **figura 4.23** mostra um esquema de ligação entre o analisador e as partes aplicadas do sistema sob experimentação.

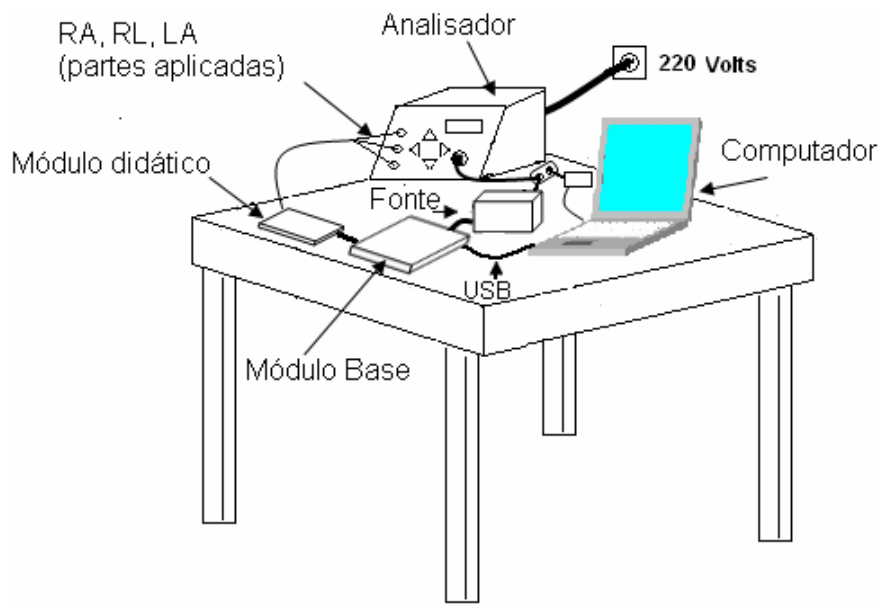


Figura 4.23 - Esquema de ligação entre os componentes do SPSB e o analisador de segurança eletromédica. As alimentações da fonte e do computador são fornecidas pelo analisador que realiza as trocas de polaridade da alimentação para realização dos testes.

Durante os testes de corrente de fuga o equipamento simula algumas situações sob as quais podem ocorrer possíveis falhas de proteção da isolamento. Nestes testes, a polaridade da alimentação é alternada entre neutro e fase, em uma situação o neutro vira fase, em outra o fase vira neutro (como se o plugue da tomada fosse invertido). Outro teste descrito na norma, que é realizado durante as medições de corrente de fuga, testa a **condição anormal sob uma só falha**, onde é verificada a isolamento do equipamento sem a presença de um dos condutores de alimentação, no caso o neutro.

“Condição anormal sob uma só falha: Adicionalmente, a CORRENTE DE FUGA ATRAVÉS DO PACIENTE deve ser medida sob a seguinte CONDIÇÃO ANORMAL SOB UMA SÓ FALHA onde uma tensão igual a 110% da mais alta TENSÃO DE REDE DECLARADA, aplicada entre o terra e qualquer PARTE PARA ENTRADA DE SINAL ou PARTE PARA SAÍDA DE SINAL, não PROTEGIDAS POR ATERRAMENTO” (19.2).

Os testes foram realizados com o módulo de ECG e com o módulo de EMG, o qual possui a mesma estrutura de ligação para as partes aplicadas que o módulo de EOG. A corrente de fuga através do gabinete é a mesma nos dois casos, pois a estrutura de ligação do gabinete é a mesma.

O **anexo V** traz os resultados dos teste de segurança elétrica em comparação com os valores limites estabelecidos pela norma **NBR IEC 601-1/94**.

4.4 AVALIAÇÃO DO SISTEMA

Para avaliação do sistema foi realizado um mini-curso de engenharia biomédica na prática, onde foram realizadas as aulas práticas referentes à utilização do sistema. Os alunos participantes, em um total de dez, efetuaram a montagem dos experimentos contidos nos roteiros de aula prática. O objetivo foi avaliar o desempenho do sistema em uma situação real de utilização do mesmo em uma turma de alunos. Neste mini-curso os alunos selecionados foram orientados a leitura prévia do tutorial e roteiros de aula prática contidos no portal saúde+educação. O mini-curso teve duração de oito horas sendo realizado em duas etapas de quatro horas cada. Ao final foi aplicado um questionário com perguntas sobre o sistema, avaliando a questão motivacional além de outras características como organização e facilidade de uso. O mesmo processo havia sido realizado

anteriormente como um pré-teste com uma turma regular de graduação em engenharia elétrica na disciplina de fundamentos de engenharia biomédica. Neste teste cinco alunos realizaram aulas práticas utilizando o sistema, a realização dos experimentos foi dividida em duas etapas de duas horas aula cada, finalizando um total de quatro horas aula.

4.4.1 Questionário para avaliação

O instrumento de avaliação utilizado foi um questionário elaborado a partir de um sistema validado, desenvolvido por ARNONE & SMALL (1999) e utilizado na avaliação motivacional de *websites*: o *Webmac 4.0 Senior*. Neste questionário são avaliados quatro aspectos do sistema, se é motivante, fácil de usar, significativo e organizado. As respostas do questionário são numeradas de 0 a 3 de acordo com o grau de concordância do aluno com a afirmação proposta.

3 = concordo fortemente

2 = concordo um pouco

1 = discordo um pouco

0 = discordo fortemente

NA = Não Aplicável

Ao final do questionário o aluno deve retornar as questões assinaladas com NA e atribuir uma pontuação para esta baseada no seguinte critério:

0 ponto, se a Plataforma SPSB seria beneficiada se tivesse incluído este item.

1 ponto, se a Plataforma SPSB não necessita deste item.

2 pontos, se a Plataforma SPSB ficou melhor sem a inclusão deste item.

As trinta e duas questões que compõem o questionário são divididas de forma igual entre os quatro aspectos, abaixo são listadas a ordem das perguntas e seus respectivos significados.

E	S	O	F
1. ____	2. ____	3. ____	4. ____
5. ____	6. ____	7. ____	8. ____
9. ____	10. ____	11. ____	12. ____
13. ____	14. ____	15. ____	16. ____
17. ____	18. ____	19. ____	20. ____
21. ____	22. ____	23. ____	24. ____
25. ____	26. ____	27. ____	28. ____
29. ____	30. ____	31. ____	32. ____
TOTAL E ____	TOTAL S ____	TOTAL O ____	TOTAL F ____

A coluna **E** reflete o quanto ESTIMULANTE o sistema é para o aluno.

A coluna **S** reflete o quanto SIGNIFICATIVO o sistema é para o aluno.

A coluna **O** reflete o quanto ORGANIZADO o sistema é para o aluno.

A coluna **F** reflete o quanto FÁCIL DE USAR o sistema é para o aluno..

Gráficos são utilizados para avaliar o desempenho do sistema. Em um dos gráficos a soma das respostas (valores de 0 á 3) das questões de cada coluna indica a pontuação total de cada atributo do sistema. Uma escala lateral indica a pontuação atingida por cada atributo, este gráfico é mostrado na **figura.4.24**.

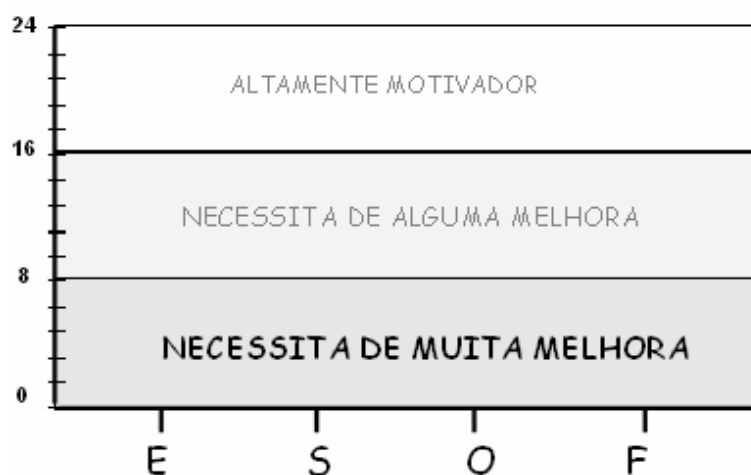


Figura 4.24 – Gráfico indicando a pontuação recebida por cada atributo.

Outro gráfico utilizado para análise das respostas mensura as pontuações das qualidades motivacionais totais. Para traçar este gráfico são estabelecidos dois índices de pontuação, V e XS. O primeiro reflete uma pontuação resumo de motivação na dimensão de Valor, isto é, o quanto o sistema foi útil e estimulante. O índice XS reflete uma pontuação resumo de motivação na dimensão de expectativa para o sucesso, isto é, quão organizado e fácil de usar o sistema é. Juntos estes dois índices formam um ponto no plano cartesiano (X,Y) que determina a pontuação atingida pelo sistema. A pontuação do índice V é estabelecida pela soma das pontuações totais das questões da coluna E (estimulante) e da coluna S(significativo), XS é resultado da soma das colunas O (organizado) e F(fácil de usar), este gráfico é mostrado na **figura 4.25**.

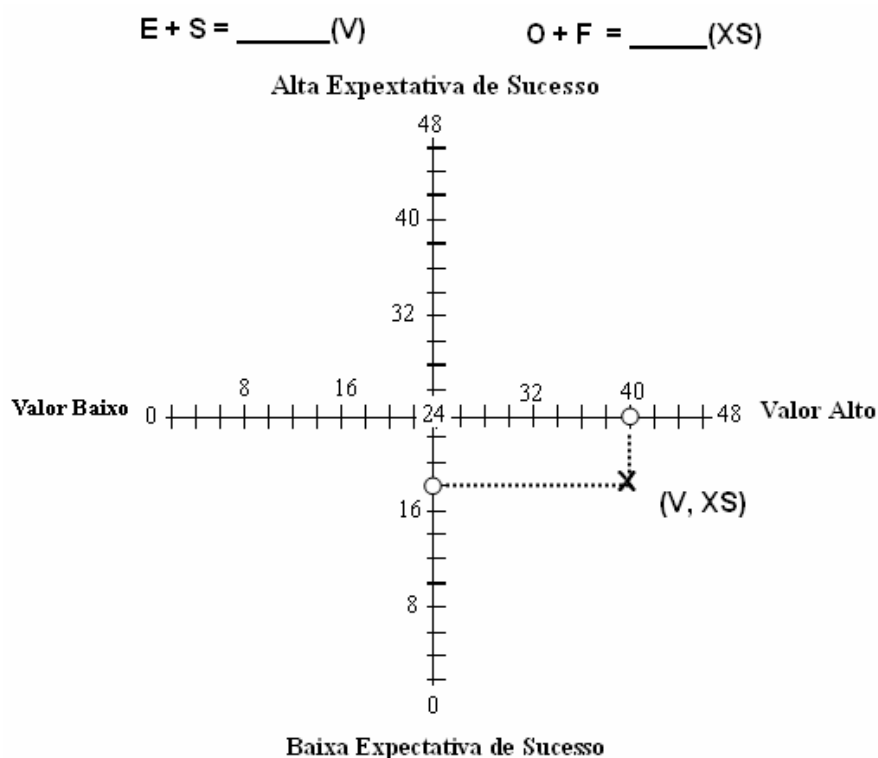


Figura 4.25 – Gráfico mostrando a pontuação das qualidades motivacionais totais.

As questões elaboradas foram divididas entre os elementos do sistema, *hardware*, *software* e tutoriais, preservando a estrutura do questionário, não alterando o significado (organizado, fácil de usar, significativo e motivante) da pergunta original. Ao final foram colocadas duas questões abertas, propiciando que o aluno descreva suas contribuições sobre a avaliação do sistema, contribuindo na sugestão de melhorias ou apontando

possíveis pontos de falha. O questionário utilizado para avaliação pode ser encontrado no **anexo II**.

As **tabelas 4.2 e 4.3** trazem, respectivamente, as respostas das questões e as respectivas pontuações referentes a cada item. Nesta tabela além das trinta e duas questões que compõem o questionário principal encontram-se as respostas de uma questão colocada ao final do questionário que pergunta se o aluno já havia estudado sobre o conteúdo abordado.

Tabela 4.2 – Respostas dos questionários.

Avaliação da Plataforma SPSB																																		
Alunos	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	
Turma Regular	2	1	2	3	2	1	1	2	1	3	3	1	1	1	1	2	2	1	2	1	3	2	2	2	1	1	2	1	3	3	1	3	1	sim
	2	3	3	3	2	3	3	2	3	3	2	3	2	2	2	2	2	3	3	2	3	3	2	2	2	3	3	3	3	2	3	2	sim	
	2	3	3	3	3	3	1	3	3	3	3	2	3	2	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	2	não	
	3	3	3	3	2	2	3	3	2	3	2	1	3	3	3	3	3	2	3	1	2	2	3	3	1	3	3	1	1	1	3	1	sim	
Mini-Curso	2	2	3	1	2	2	2	3	3	3	0	2	3	3	2	1	2	3	2	2	3	3	2	0	2	2	2	2	3	3	2	3	1	sim
	3	3	3	3	3	2	3	3	3	3	2	3	3	3	3	3	3	3	2	3	2	3	3	2	3	3	3	3	3	3	2	3	não	
	3	3	3	2	3	3	3	3	3	3	2	2	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	2	3	3	3	2	3	3	2	2	não	
	3	3	3	3	2	2	2	3	3	2	3	3	2	2	3	1	1	2	3	2	2	2	3	3	2	3	2	3	3	2	3	3	sim	
	3	2	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	2	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	2	3	3	3	3	sim	
	3	3	3	3	2	2	2	3	3	2	2	2	2	3	2	2	2	3	3	3	2	3	2	2	2	3	3	3	3	2	2	2	2	sim
	3	2	3	3	2	3	3	2	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	2	2	3	3	3	3	2	2	3	3	sim	
	2	3	3	3	2	3	2	2	3	2	1	3	3	3	3	3	2	1	3	2	3	2	3	2	2	2	1	2	3	3	2	2	3	sim
	3	3	3	3	2	3	2	3	3	2	3	2	2	3	3	2	2	2	3	2	3	3	2	3	2	2	3	2	2	3	2	3	2	sim
3	3	3	2	3	3	3	3	3	3	3	3	3	2	3	1	3	2	2	3	3	3	2	3	3	2	3	3	3	1	3	2	2	sim	

0 = NA

Tabela 4.3 – Resultado das pontuações atribuídas a cada questão.

Alunos	Pontuação				(E+S)	(O+F)
	Estim	Sign	Org	Fácil	Valor	Expec.
Turma Regular	13	13	14	16	26	30
	20	22	21	18	42	39
	23	23	22	22	46	44
	17	19	23	16	36	39
Mini-Curso	20	20	16	13	40	29
	23	23	21	23	46	44
	24	24	22	19	48	41
	18	18	22	21	36	43
	24	23	23	23	47	46
	19	21	19	20	40	39
	22	22	23	22	44	45
	18	20	17	21	38	38
	20	20	21	19	40	40
	22	22	21	20	44	41
Total:	283	290	285	273		
Média:	20.2	20.7	20.4	19.5	40.9	39.9

(V) (XS)

No caso do mini-curso o questionário foi aplicado em duas etapas diferentes, ao final de cada dia de realização do mesmo. A **tabela 4.2** traz as respostas de nove dos questionários avaliados ao final do segundo dia, e um questionário do primeiro dia, visto que ao final do segundo os alunos tiveram um contato maior com todos os módulos da plataforma. O questionário do primeiro dia foi utilizado porque que o aluno presente no mesmo não compareceu no segundo dia de realização do mini-curso.

As respostas às questões abertas podem ser encontradas na **tabela 4.4**.

Tabela 4.4 – Respostas dos questionários as questões abertas.

Alunos		Positivo	Negativo
A	1	Interatividade	Didática
	2	Clara; objetiva; Funcional; Interface amigável.	Módulo ECG desaparecia o sinal; Dificuldades ao desencaixar células do EEG
	3	Tutorial bem explicado.	Aulas práticas técnicas demais, muito voltadas à eletrônica.
	4	Verificar na prática a teoria.	----
B	1	facilidade de entendimento da função de cada módulo e consequente aprendizado	----
	2	----	----
	3	A integração de todo o conteúdo necessário para compreender os experimentos práticos	No geral, nada.
	4	Simulações muito próximas às situações reais, facilidade de uso e interface gráfica agradável.	----
	5	A forma como ficou clara as informações.	Não tenho sugestão.
	6	Ser desenvolvido na UFSC.	----
	7	Potencial didático	----
	8	Verificar na prática a teoria.	Qualidade técnica aprimorada
	9	Abordagem de temas não vistos na graduação; Mão na massa.	Faltaram explicação sobre fisiologia no curso.
C	1	Bastante didático e fácil de trabalhar.	----
	2	Ótima para o propósito.	Não tenho sugestão.
	3	----	----
	4	----	----
	5	----	----
	6	----	----
	7	A possibilidade de ver na prática boa parte dos procedimentos envolvidos nas medições e os sistemas envolvidos	Necessita de refinamentos mas no geral ótima.
	8	Inovação didático pedagógica	----
	9	Curso; Tutorial.	Faltaram ligações externas sobre os temas.

Na **tabela 4.4** as letras da coluna da esquerda indicam a referida etapa de aplicação do questionário onde a letra A, refere-se à turma regular de alunos, a letra B ao primeiro dia do mini-curso e a letra C ao segundo dia do mini-curso. As células pontilhadas representam os alunos que não opinaram.

Após a quantização dos dados dos questionários foram traçados os gráficos que demonstram o desempenho da plataforma para as situações avaliadas. A **figura 4.26** apresenta o gráfico com as pontuações referentes a cada atributo do sistema. Neste gráfico escala lateral traz a pontuação de cada atributo onde o valor máximo que pode ser alcançado é 24, sendo oito questões de 3 pontos para cada atributo. Na horizontal encontram-se os atributos E(estimulante), S(significativo), O(organizado), F (fácil de usar). O gráfico com o valor da pontuação das qualidades motivacionais totais em função do valor esperado é apresentado na **figura 4.27**.

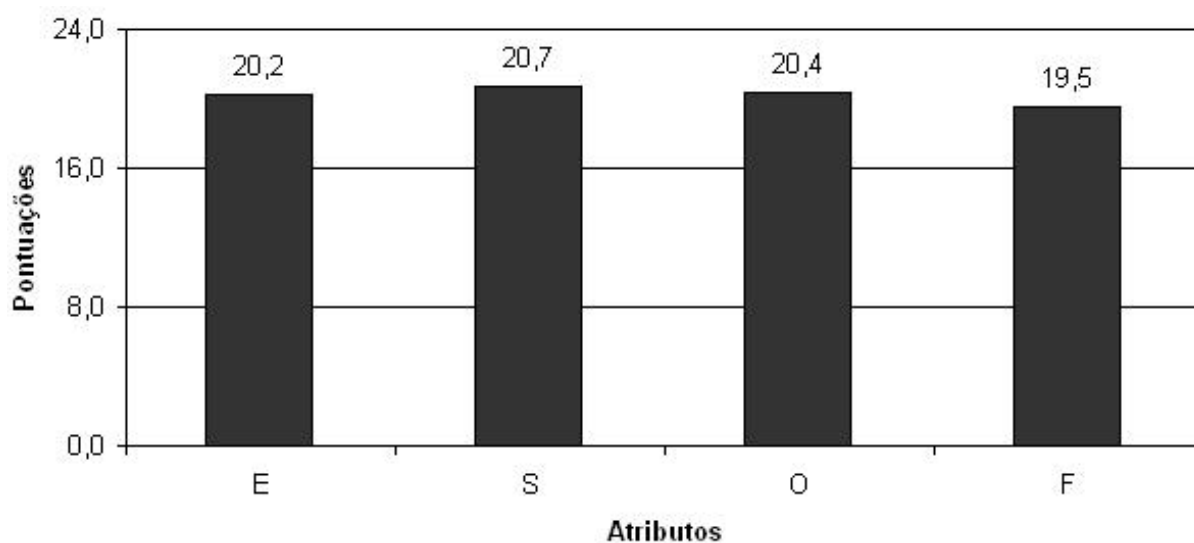


Figura 4.26 - Pontuação de cada atributo da plataforma.

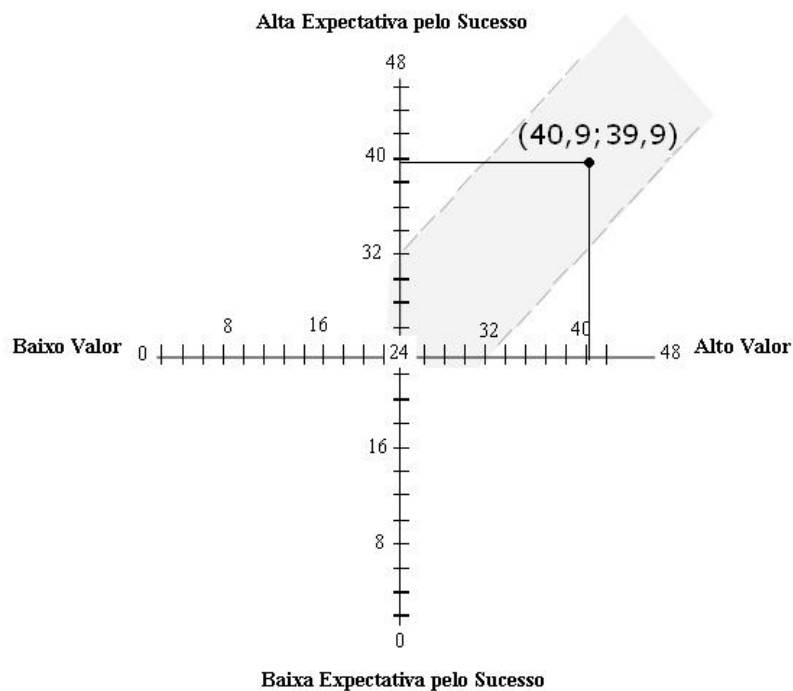


Figura 4.27 - Gráfico demonstrando a expectativa de sucesso em função do valor atribuído à pontuação de cada atributo, neste caso as coordenadas V e XS valem respectivamente 40,9 e 39,9.

Os gráficos das **figuras 4.26 e 4.27** apontam um alto valor de pontuação para os atributos e uma alta expectativa de sucesso. Podendo ser considerado um sistema altamente motivador com alta expectativa de sucesso.

CAPÍTULO 5

5. DISCUSSÕES

A abordagem de concepção do sistema, de apresentar uma solução didática referente à aquisição de sinais biomédicos, levou à elaboração de uma solução com particularidades especiais. Com isso surgiram algumas idéias de criar possibilidades de interação do aluno com o sistema, como o circuito do aluno, a ponteira exploradora e conseqüente colocação de pontos de teste. O circuito do aluno permite a conexão de um circuito externo em substituição a um circuito existente na cadeia de aquisição (amplificador de instrumentação, filtro passa-altas, filtro passa-baixas, filtro *notch* de 60 Hz, circuito de ganho). Com isso é possível que o aluno projete e monte, em um protoboard, um circuito, insira na cadeia de aquisição e possa visualizar o resultado de sua implementação. Isso torna possível a utilização da montagem individual de componentes da cadeia de aquisição e possibilita a aquisição real de um sinal biomédico por um circuito montado pelo aluno, em um tempo menor que ele teria se montasse o circuito inteiro, além de evitar problemas de conexão que teria em uma montagem de grande porte. A ponteira exploradora simula a ação de um osciloscópio, criando a possibilidade do aluno

acompanhar os efeitos de cada circuito da cadeia de aquisição sobre o condicionamento do sinal, os diferentes ganhos selecionáveis da ponteira auxiliam a visualização dos sinais em pontos do circuito onde a amplitude é baixa, na ordem de milivolts.

Outra preocupação foi à disposição dos recursos na placa, com o objetivo de criar além de um elemento interativo, um sistema que fosse fácil de usar. Nesse sentido, todos os recursos disponíveis na placa foram dispostos de maneira a proporcionar uma conexão fácil e robusta, utilizando conectores com polarização e dispondo identificação visual dos recursos na placa.

A escolha por uma arquitetura aberta onde o aluno pudesse acompanhar o sinal pelas várias etapas de condicionamento fez necessário a implementação de alguns recursos, como a colocação de um filtro *notch* de 60 Hz e a utilização de cabos blindados evitando a interferência de ruídos conduzidos e ruídos irradiados, nesse caso mais evidentes. O amplificador de instrumentação utilizado na etapa inicial de ganho foi o AD620 da *Analog Devices*, este componente apresenta elevada impedância de entrada de $10^{12} \Omega$ e alto CMRR (100 com ganho 10 a 1 kHz), produzindo uma boa resposta na eliminação de ruídos comuns aos dois canais de entrada, quando utilizado o modo de aquisição bipolar.

A qualidade dos sinais captados pelos circuitos de aquisição se mostrou adequada à aplicação proposta. Havia uma preocupação inicial de que a implantação de recursos de interatividade, como o circuito do aluno, prejudicasse uma captação adequada dos sinais, uma vez que estes são sinais que apresentam baixíssima amplitude. No entanto, a elevação do ganho na etapa inicial reduziu a contribuição de elementos interferentes, como chaves *dip switch* e conectores ligados às saídas dos circuitos. A elevada razão de rejeição de modo comum (CMRR) do amplificador de instrumentação colaborou significativamente para que o ganho no estágio de entrada fosse elevado, não amplificando ruídos presentes às duas entradas. Os filtros analógicos de segunda ordem implementados se mostraram eficientes no condicionamento dos sinais de ECG, EMG e EOG, preservando a integridade do sinal não gerando distorções ou atenuações significativas nas frequências de interesse. A topologia *fliege* utilizada no filtro *notch* mostrou uma excelente rejeição do ruído de sessenta hertz, com uma atenuação em torno de 44 dB na frequência central. Outro ponto interessante nesta topologia adotada foi à estreita faixa (20 Hz) de atenuação em frequências próximas a 60 Hz. O circuito subtrator utilizado para geração de *offset*, adequando os sinais a entrada do conversor A/D, apresenta uma vantagem sobre a

configuração clássica do circuito somador. O *offset* é gerado sem modificações no ganho, com isso é possível ajustar o ganho com maior facilidade, no entanto necessita de um amplificador operacional a mais.

O nível de ruído presente nos sinais deve-se em grande parte a interferência eletromagnética irradiada de fontes como fluorescentes e sinais de rádio. O uso de uma arquitetura aberta que disponibiliza-se acesso aos circuitos contribuiu para o nível de ruído presente no sinal. Para diminuir estas interferências poderia ser construída uma placa mais compacta, com menor área e componentes mais próximos, no entanto isto acarretaria em perda de espaço para escrita de indicações visuais dos recursos da placa, o que prejudicaria o caráter didático.

Os resultados dos testes de segurança elétrica mostraram um bom desempenho, garantindo os níveis aceitáveis de corrente de fuga. Porém se outras unidades forem montadas é necessário que seja realizado sobre estas novos testes.

A perda de qualidade no traçado dos sinais de EMG e EOG vista nos resultados tem influência da alta taxa de processamento de vídeo requerida pelo *software* de visualização. Os testes mostraram que os sinais digitais recebidos pelo computador, se interpretados corretamente, correspondem a uma representação muito próxima do sinal real captado pelos circuitos. No entanto, os sinais plotados pelo *software* podem ser considerados adequados à aplicação proposta, de fazer um equipamento de caráter didático, sem fins clínicos.

O microcontrolador utilizado para conversão e envio dos sinais adquiridos pelos módulos didáticos para o computador foi o ADuC 7026 da *Analog Devices*. A escolha por este microcontrolador se deu pelo fato de apresentar um grande número de conversores A/Ds (12) e D/As (4). Outras características interessantes também justificam a escolha por este componente, como a presença de interface JTAG. Este recurso permite emulação e Debug interno, possibilitando a verificação passo a passo de cada etapa do processamento, auxiliando na verificação de possíveis erros.

O projeto do módulo base foi um ponto crítico no desenvolvimento do sistema. A elaboração de uma solução própria no desenvolvimento de uma placa para o microcontrolador exigiu uma investigação minuciosa de possíveis falhas. No entanto, as informações encontradas na folha de especificações não descreviam em detalhes os requisitos de projeto. Com isso, alguns problemas iniciais foram encontrados na montagem

de um primeiro protótipo. A solução encontrada para resolver o problema foi a criação de um novo protótipo com dimensões reduzidas e conseqüente eliminação de alguns recursos disponíveis na versão anterior, eliminando possíveis pontos de falha.

Os recursos presentes nos conectores do módulo base foram dispostos de maneira a atender as necessidades funcionais dos módulos didáticos (alimentação, conversores A/D e D/A). A proposta inicial de atender a futuras soluções de *hardware* que utilizassem como base a mesma plataforma também foi contemplada com a expansão de recursos como portas I/O (IN/OUT) e interface UART, recursos estes que também estão presentes nos conectores do módulo base. Cumprindo este item, em especial, um conector de 40 pinos dispõe todos os conversores A/D (12), todos os D/A (4), além de 28 portas I/O.

Para a implementação da comunicação USB foi utilizado o chip FT232R da empresa FTDI, que faz a comunicação entre a interface serial-UART do microcontrolador com a porta USB do computador. Nesta configuração são utilizados apenas dois pinos da envio e recebimento de dados, TX e RX, mais dois pinos para controle de fluxo de informações, CTS e RTS. Isto simplificou a implementação da isolação elétrica entre o computador e o módulo base. O componente utilizado para realizar a tarefa de isolação da comunicação foi o ADUM 1200 da Analog Devices. Este componente é um isolador digital de 2 canais indicado especialmente para isolação de sistemas digitais de comunicação de alta velocidade, como é o caso da interface serial-UART do microcontrolador.

O conteúdo abordado no roteiro de aula prática engloba conceitos e fundamentos básicos da conversão analógico-digital, projetando uma ênfase sobre a questão de digitalização de sinais biomédicos. O experimento contido no roteiro de aula prática aborda a questão da quantização. Este parâmetro é de extrema relevância para uma correta digitalização de sinais biomédicos que necessitem de um conversor com elevada resolução, como é o caso do ECG que necessita de um conversor de 10-12 bits. Neste roteiro, o aluno experimenta a aquisição de um sinal de ECG quantizado com diferentes número de bits, 12 bits, 8 bits ou 4 bits, e verifica a diferença provocada sobre a qualidade do sinal visualizado, identificando a perda de informação acarretada pela diminuição do número de bits. A configuração do número de bits é selecionada a partir da tela do *software* de visualização. O sinal escolhido para ilustrar este efeito foi o sinal de ECG, por se tratar de um sinal com forma e padrões bem definidos e ser um sinal periódico.

Por se tratar de uma solução integrada contendo elementos de *software* e *hardware* houve uma grande dificuldade em se encontrar um instrumento de avaliação que englobasse todos os elementos do sistema. Na busca por uma solução que se mostrasse adequada à avaliação conjunta dos elementos da plataforma foi utilizado, com algumas modificações, um questionário para análise motivacional de *websites* o *Webmac 4.0 Senior*. Algumas questões sofreram modificações, mas sem alteração na estrutura do questionário, preservando o significado original de cada questão. O uso do questionário permitiu avaliar algumas características dos elementos do sistema como facilidade de uso, organização, a questão motivacional e se o sistema é significativo. As questões envolvendo estas características foram divididas entre os diferentes elementos do sistema, englobando questões das diferentes características a todos os elementos (*hardware*, *software* e tutoriais).

Algumas propostas para trabalhos futuros são sugeridas:

- i) Elaboração de funcionalidades adicionais no *software* de visualização que permitam executar análises mais elaboradas dos sinais adquiridos. Como a implementação de uma FFT, a indicação de valores de tensão e frequência e colocação de cursores, como em um osciloscópio;
- ii) Desenvolvimento de outros módulos de hardware que se conectem ao módulo base e sirvam como solução para a aquisição de outros sinais biomédicos, como a fotopletismografia;
- iii) Construção de rotinas de filtragem digital em menus colocados no *software* de visualização;
- iv) Criação de rotinas de controle e verificação da relação entre dados recebidos pelo computador e os sinais plotados.

CAPÍTULO 6

6. CONCLUSÕES

A proposta inicial deste trabalho de elaborar um instrumento que contribua para o ensino de temas de engenharia biomédica na graduação de engenharia elétrica foi cumprida. Além de fornecer um meio de informação com acesso gratuito e caráter livre, os conteúdos do tutorial e roteiros de aula prática formam um suporte para a utilização da plataforma em outras turmas de alunos regulares ou em mini-cursos, como o que foi realizado para avaliação do sistema. A avaliação dos alunos que realizaram o mini-curso mostrou que o conteúdo do tutorial foi exposto de maneira adequada, abordando os assuntos de maneira clara, com uma linguagem simples e trazendo assuntos que despertaram o real interesse dos alunos leitores.

Os dados obtidos pela avaliação mostraram que a plataforma atingiu os resultados esperados. O valor alcançado para cada atributo foi elevado, todos os aspectos avaliados (se o sistema é estimulante, organizado, significativo e fácil de usar) obtiveram uma pontuação elevada, apontando um sistema altamente motivador. O gráfico mostrando a expectativa de sucesso em função do valor encontrado para cada atributo apontou uma alta

expectativa pelo sucesso. Ainda assim, apesar do bom desempenho demonstrado pela plataforma, alguns problemas foram apontados pelos alunos. Durante o uso do módulo de ECG na aquisição de sinais em aula prática, realizada com a turma regular de engenharia elétrica, a captação dos sinais apresentou problemas. Devido ao intenso número de testes realizados anteriormente e o elevado manuseio dos cabos e conectores houve uma ruptura em parte do fio do cabo, fazendo com que o sinal desaparecesse em determinados instantes. Este problema poderia ser contornado se outras unidades de apoio tivessem sido montadas, substituindo o módulo com defeito. Esse acontecimento foi de fundamental importância, e deve ser levado em conta para futuras utilizações do sistema, sugerindo que unidades adicionais sejam construídas. Outros aspectos apontados como negativos são de caráter pessoal dos alunos e não foram considerados como significativos. O objetivo esperado com a aplicação do questionário foi alcançado, de se obter respostas e sugestões para futuras melhorias da plataforma, na estrutura ou no modo de aplicação e realização das aulas.

A contribuição deste trabalho pode ser considerada muito positiva, incitando a iniciativa do desenvolvimento de soluções que contribuam para a prática do ensino de engenharia biomédica e elaborando instrumentos pedagógicos que despertem a motivação dos estudantes de engenharia elétrica a conhecer a área da engenharia biomédica. O que se espera com isso é iniciar uma ação que gere frutos, alimentando um processo de melhoria das condições do ensino e aprendizagem e aumente o interesse dos estudantes pela área.

ANEXOS

ANEXO I – ROTEIRO DE AULA PRÁTICA

4.3 – AULA PRÁTICA 2: Conversão Analógico-digital e Biosinais

4.3.1 - Introdução

Biosinais e Conversão Analógico-digital

Os **sinais biológicos** carregam a informação sobre o funcionamento do corpo humano, auxiliando na compreensão dos processos que compreendem a vida. Muita informação contida nesses sinais é a chave do diagnóstico de muitas patologias.

A correta análise e interpretação das expressões contidas nestes sinais servirão como auxílio na interpretação dos fenômenos e processos neles contidos.

Entretanto, muitas vezes, essa informação não é obtida diretamente do **sinal bruto**. Este **sinal** pode estar mascarado por um **ruído** indesejado ou misturado a outro **sinal biológico**, (Figura 4.22).

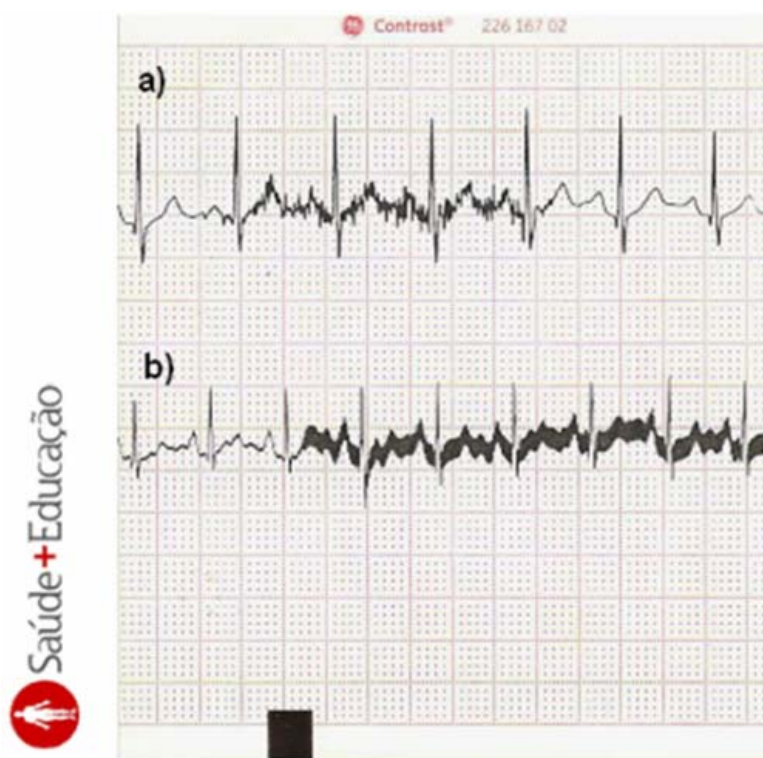


Figura 4.22 - (a) Interferência do sinal de eletromiografia no ECG; (b) Sinal de ECG com interferência de 60 Hz, rede elétrica, adaptado de (Webster 1998).

Nesses casos um processo adicional é requerido aumentando o nível de informação relevante. Muitos dos estudos fisiológicos que resultam na cura de algumas doenças e alguns procedimentos clínicos práticos, fazem uso destes processos adicionais.

Uma das ferramentas utilizadas neste processo de extração de informações do sinal é o **processamento digital**. Os equipamentos eletrônicos responsáveis pela captação e processamento desses sinais têm em seu núcleo um **processador digital**.

Os **sinais biológicos** são em essência **sinais analógicos**, sinais **contínuos no tempo** podendo assumir qualquer valor possível em um dado

instante. Para que estes sinais possam estar no domínio do processador é necessário que este seja convertido em um **sinal digital**.

O processo de aquisição do **sinal biológico** envolve várias etapas desde a obtenção do sinal pelo transdutor passando por uma etapa de amplificação, filtragem, até a conversão do sinal para um **sinal digital**. O elemento do nosso estudo neste **mão na massa** é o componente responsável pela conversão do sinal de analógico para digital, o **Conversor Analógico-digital (A/D)**.

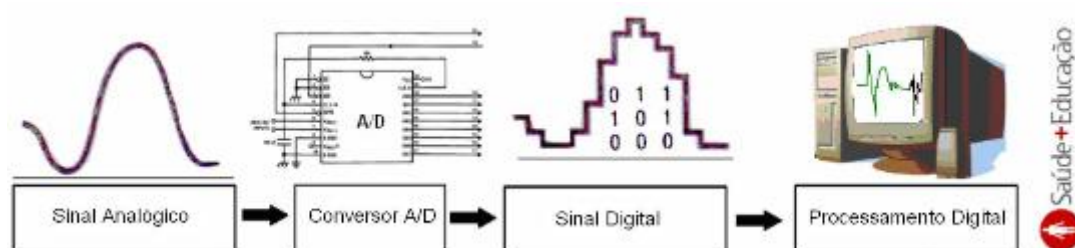


Figura 4.23 - Seqüência de conversão do sinal analógico e processamento digital.

Já o componente responsável pela operação inversa, conversão de um sinal digital para analógico, é o **Conversor Digital-Analógico (D/A)**.

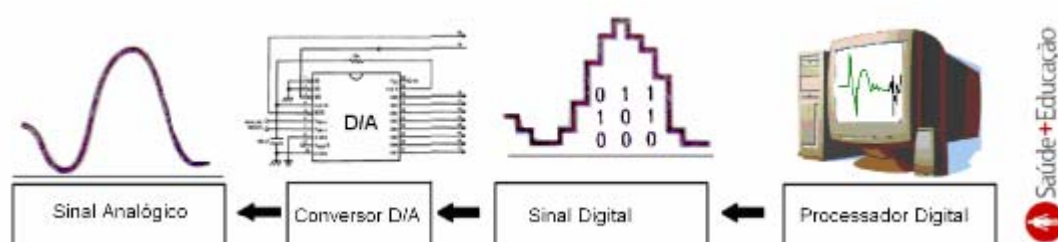


Figura 4.24 - Seqüência de reconstrução do sinal analógico a partir de um sinal digital.

4.3.2 - A ESCOLHA DE UM CONVERSOR A/D

A meta final de um sistema de conversão de sinais biomédicos é converter o sinal para uma representação digital com o mínimo de perda de informação. As especificações para qualquer sistema de conversão dependem das características do sinal e da aplicação. Na escolha do conversor alguns

parâmetros são importantes como: **resolução, taxa de amostragem, velocidade.**

Taxa de Amostragem e Velocidade de Conversão

A velocidade de conversão esta relacionada à taxa de amostragem. Os conversores A/D têm uma taxa de amostragem máxima, que limita a velocidade com que ele pode executar conversões contínuas. Essa informação é geralmente encontrada nas folhas de especificações como o número de amostras por segundo que o conversor consegue converter **SPS** (***samples per second***), tipicamente é dado com um fator de multiplicação de 1000 (**kSPS**). Isso significa que um conversor de 100 kSPS converte, sem perda de informação, um sinal com componente de frequência máxima de 50 kHz, o que obedece ao critério de ***Nyquist***:

Para um sinal contínuo de banda limitada que não contenha componentes de frequência superiores a $f_{\text{máx}}$, o sinal original pode ser completamente reconstruído sem distorção se for amostrado a uma taxa de no mínimo $2 \times f_{\text{máx}}$ amostras/segundo.

Essa condição garante que não ocorra o que chamamos de ***aliasing*** (**recobrimento**), permitindo que o sinal possa ser corretamente reconstruído após o processo de conversão. *Applets* em java que demonstram o problema do ***aliasing*** podem ser encontrados na internet nos seguintes links:

[*Aliasing Demo*](#)

[*Nyquist Limit*](#)

Resolução

Os sinais biomédicos são tipicamente sinais de baixa amplitude, de micro volts a mili volts. Esse fato exige, em alguns casos, um conversor com

alta **resolução**. Em um sistema digital, **resolução** é a menor variação de tensão que pode ser detectada, produzindo alteração no código digital.

A resolução de um A/D ou D/A é usualmente especificada em termos dos bits no código digital. Um conversor de n bits permite 2^n níveis de quantização, ou $2^{(n-1)}$ passos entre níveis de quantização, como mostra a **Figura 4.25**.

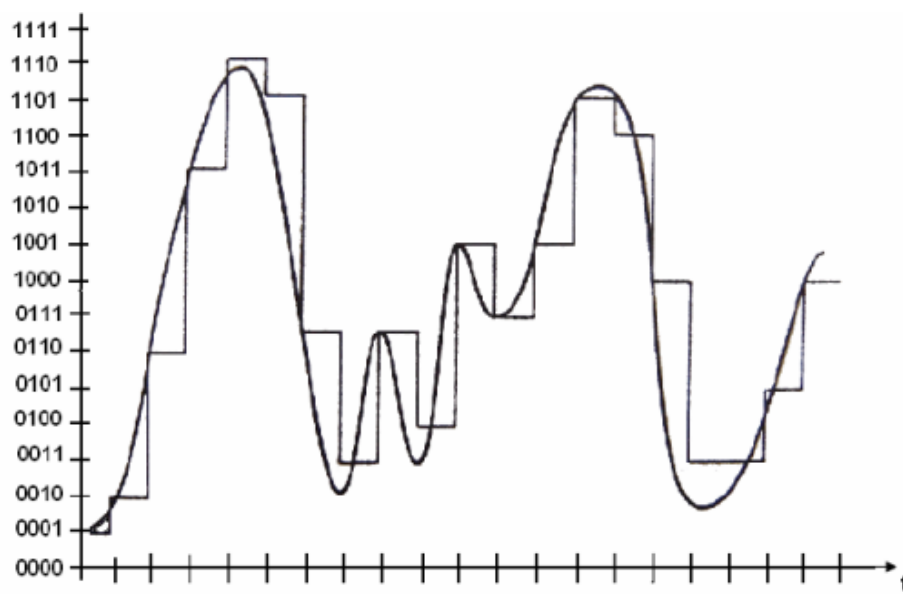


Figura 4.25 - Sinal Quantizado com 4 bits, 16 níveis de quantização (DORF 1997).

Supondo que escolhemos um conversor A/D com uma faixa de entrada de 0 a 2,5 volts, e utilize doze bits para a conversão, como resultado temos uma resolução máxima para o sinal de ECG é de 610,35 μ V. Acompanhe esse cálculo:

$$\text{Resolução A/D} = \frac{2,5}{2^n} = \frac{2,5}{2^{12}} = 0,00061035 \text{ Volts} = 610,35 \mu\text{V}$$

Este valor representa que a variação mínima do sinal que será detectada pelo sistema é de 610,35 μ V.

Observe para um fato interessante:

Se durante o processo de aquisição o sinal de ECG teve um ganho de 1000, então a mínima alteração do sinal que produz uma variação na saída é de 610,35 nV. A resolução pode ser melhorada com o aumento do número de bits do conversor. A tabela 2 traz a relação de alguns sinais biomédicos e do número de bits necessários para conversão.

Tabela 2 - Sinais Biomédicos e Quantização, número de bits, adaptado de (Bemmel e Musen, 1997).

Faixas de frequência, Amplitudes, e Quantização de alguns dos sinais biomédicos mais utilizados

Sinal	Faixa de frequência (Hz)	Amplitude	Quantização (bits)
Eletroencefalograma	0.2-50	600 μ V	4-6
Eletrooculograma	0.2-15	10 mV	4-6
Eletrocardiograma	0.15-150	10 mV	10-12
Eletromiograma	20-8000	10 mV	4-8
Pressão sanguínea	0-60	400 mm Hg	8-10
Espiograma	0-40	10 L	8-10
Fonocardiograma	5-2000	80 dB	8-10

Um *applet* em java mostrando o problema da quantização pode ser encontrado no seguinte link:

[Quantization](#)

4.3.3 - Condicionamento do Sinal

Para que o **sinal analógico** possa ser corretamente convertido em **sinal digital** pelo conversor A/D é necessário que seus níveis de tensão estejam adequados aos do conversor, além da necessidade de filtragem do sinal (filtro **anti-aliasing**), a fim de remover componentes de frequência indesejáveis. Para isso a amplitude do sinal deve ser adequada à entrada do conversor A/D.

Vamos dar o exemplo do sinal de ECG: O sinal de ECG clínico possui uma amplitude típica de 5mV e ocupa uma faixa de frequência de 0,05 á 100

Hz. Se o conversor A/D tiver uma faixa de entrada de 0 a 2,5 V o sinal deve ser amplificado de maneira a ocupar adequadamente essa faixa de valores.

A **Figura 4.26** mostra três sinais de ECG que durante o processo de aquisição foram amplificados com diferentes ganhos, apresentando diferentes amplitudes.

Na letra **(a)** o sinal tem uma amplitude superior à entrada de tensão do conversor A/D, neste caso a parte superior do sinal, mostrada pela linha pontilhada, não será convertida em sinal digital e uma parte da informação presente no sinal será perdida.

Na letra **(c)** o sinal possui uma amplitude pequena, não preenchendo toda a faixa de valores de entrada, o que compromete a resolução do sinal. Neste caso o que acontece é que o sinal ocupa uma pequena parte dos níveis de quantização do conversor.

Na letra **(b)** temos um sinal considerado adequado à entrada do conversor A/D. Ele ocupa grande parte dos níveis de quantização do conversor e não ultrapassa a faixa de entrada.

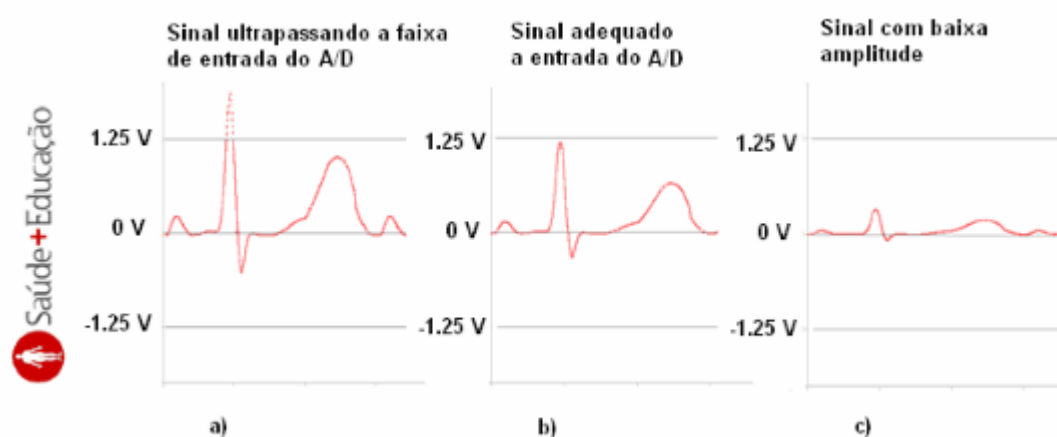


Figura 4.26 - Exemplos de sinais de ECG com diferentes ganhos.

Outra etapa importante no condicionamento do sinal é a aplicação de um filtro **passa-baixas**, projetado para a frequência de corte do sinal de interesse. A função deste filtro é evitar o **Aliasing**. O filtro **Anti-Aliasing** deve

ser projetado considerando a máxima frequência de interesse do sinal ($f_{\text{máx}}$). Para o ECG clínico usaremos um **passa-baixas** com frequência de corte em 100 Hz, **Figura 4.27**. Dessa forma as componentes com frequência superior a 100 Hz, consideradas ruído, serão atenuadas causando uma menor interferência no ECG.

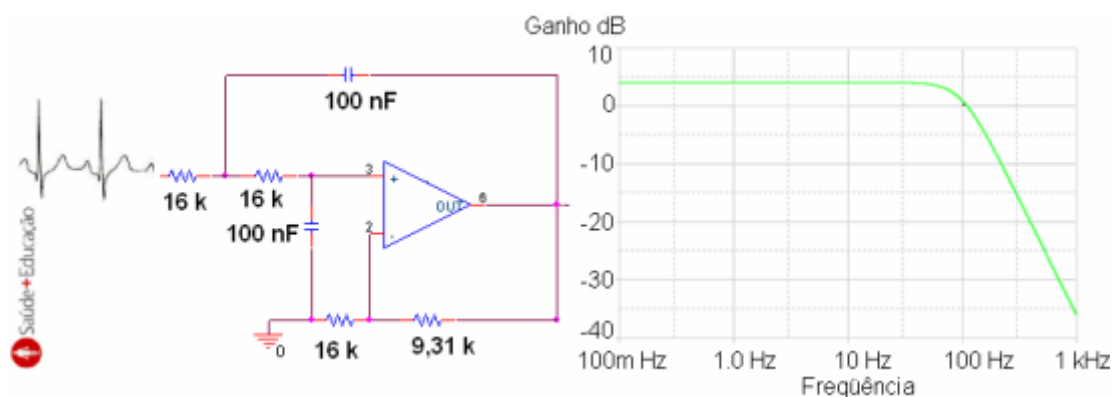


Figura 4.27 - Filtro anti-aliasing com topologia *Sallen Key* e função de aproximação *butterworth* projetado para a frequência de corte de 100 Hz, esquema elétrico e resposta em frequência.

4.3.4 - Conhecendo o MDECG

O **módulo didático de ECG (MDECG)** é parte integrante da plataforma didática de engenharia biomédica, compondo um dos módulos do SPSB. Sua função é adquirir e condicionar (amplificação, filtragem e *off-set*) sinais de ECG para envio ao módulo base. O módulo base, por sua vez, digitaliza este sinal e envia para o computador. Com o auxílio do módulo visual, software para visualização dos sinais, é possível visualizar o sinal na tela do computador.

Além da aquisição de sinais de ECG o módulo didático de ECG possui outras funcionalidades como a ponteira exploradora e o sinal de teste.

A ponteira exploradora permite a simulação da ação de um osciloscópio, possibilitando a aquisição do sinal em qualquer ponto do circuito.

O sinal de teste é um sinal gerado pelo conversor D/A do microcontrolador e é utilizado para simular um sinal de ECG. Este sinal pode ser aplicado à entrada do amplificador de instrumentação, percorrendo toda a cadeia de aquisição.

Outra funcionalidade do módulo é a possibilidade da substituição de qualquer circuito da cadeia de aquisição por um circuito externo, chamado **circuito do aluno**. Com este recurso é possível montar um dos circuitos externamente, por exemplo, em um protoboard e ligar ao módulo.

A **figura 4.28** traz uma foto com indicação e localização dos recursos do **MDECG**.

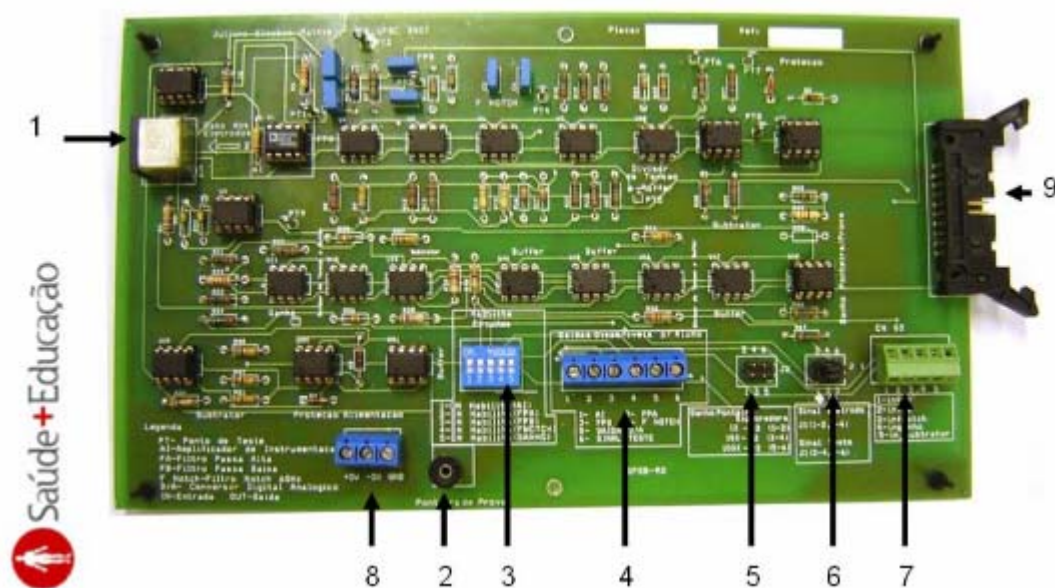


Figura 4.28 - MDECG. (1) Conector para o cabo dos eletrodos, (2) Conector para a ponteira de prova, (3) Chave habilita circuitos, (4) Saídas dos circuitos disponíveis para o aluno, (5) Jumper para seleção do ganho da ponteira de prova, (6) Jumper para seleção sinal de teste/ sinal dos eletrodos, (7) Conector para entrada de sinal de circuito externo, (8) Conector para alimentação de circuito externo, (9) Conector para ligação com o módulo base.

Os recursos disponíveis no **MDECG** são os seguintes:

- Fonte de alimentação simétrica. tensões +5V, -5V e GND;

$I_{\text{máx}}=100\text{mA}$; isolamento Galvânica;

- Aquisição de um canal bipolar de ECG; resolução de 12 bits; banda passante de 0, 5 até 50 Hz;
- Simulador de ECG, resolução 8 bits; freq. cardíaca ~80 bpm;
- Capacidade para conexão de circuito externo;
- Pontos de Teste;
- Ponteira exploradora, entrada tensão mín. -1,25 V, tensão máx. 1,25 V, banda passante 500 Hz.

A **Figura 4.29** mostra um diagrama de blocos do **MDECG** e das ligações entre os módulos do sistema, módulo didático, módulo base e o computador.

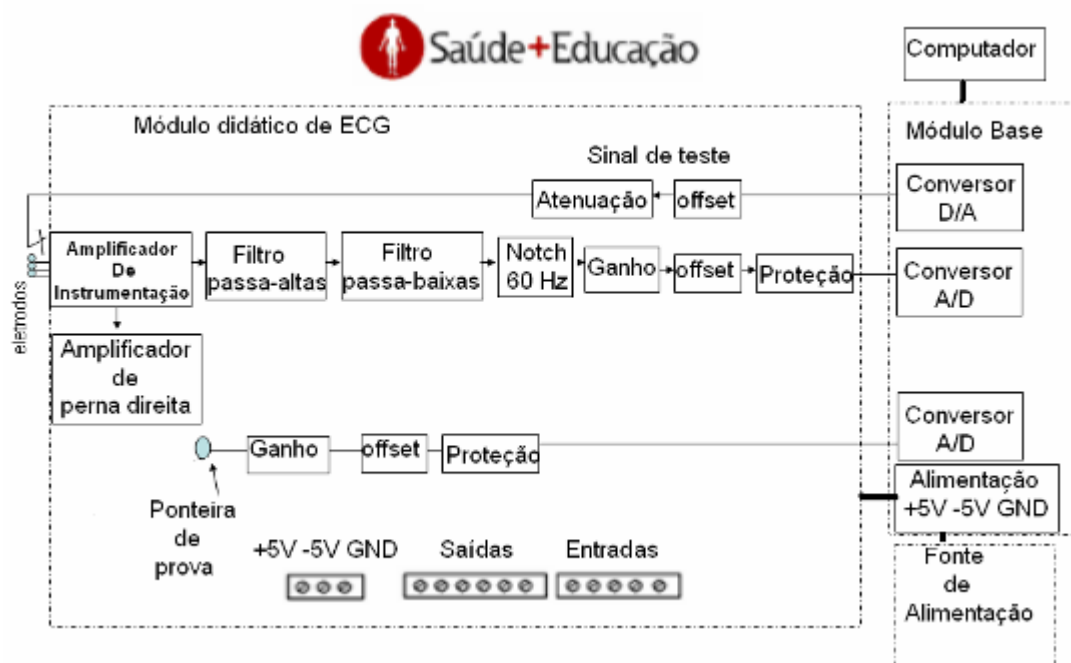


Figura 4.29 - Diagrama de blocos e ligação do módulo didático com o módulo base e o computador.

A ligação entre cada bloco do circuito pode ser interrompida através de um *switch* (chave habilita circuitos), como mostrado na **Figura 4.30** interrompendo a ligação entre o bloco anterior e o bloco seguinte.

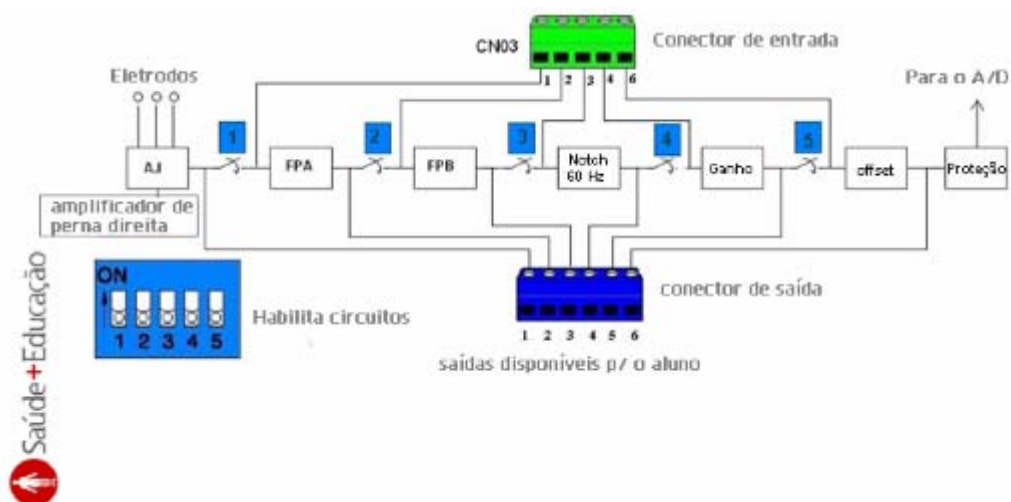


Figura 4.30 – Ligação entre os circuitos da cadeia de aquisição do sinal de ECG.

O sinal de saída de cada bloco está ligado a um conector (**saídas disponíveis p/ o aluno**), ficando disponível para ser utilizado pelo aluno em um circuito externo, como mostra a **Figura 4.30**. Da mesma forma as entradas dos blocos, filtro passa-altas, passa-baixas, ganho e off-set estão disponibilizadas no conector CN03, **Figura 4.30**.

Com isso é possível substituir cada um dos blocos da cadeia de aquisição por um circuito externo, **circuito do aluno**, interrompendo a ligação entre os blocos da cadeia de aquisição pela interrupção da ligação entre dois blocos.

A **Figura 4.31** mostra um exemplo onde o filtro passa-altas é substituído por outro montado em um circuito externo, protoboard. Para isso os botões 1 e 2 da chave habilita circuitos são desligados. A saída do bloco anterior, **amplificador de instrumentação**, está disponível no pino 1 do conector **saídas disponíveis p/ o aluno** e a entrada do bloco seguinte, **filtro passa-baixas**, está ligada ao pino 2 do conector CN03.

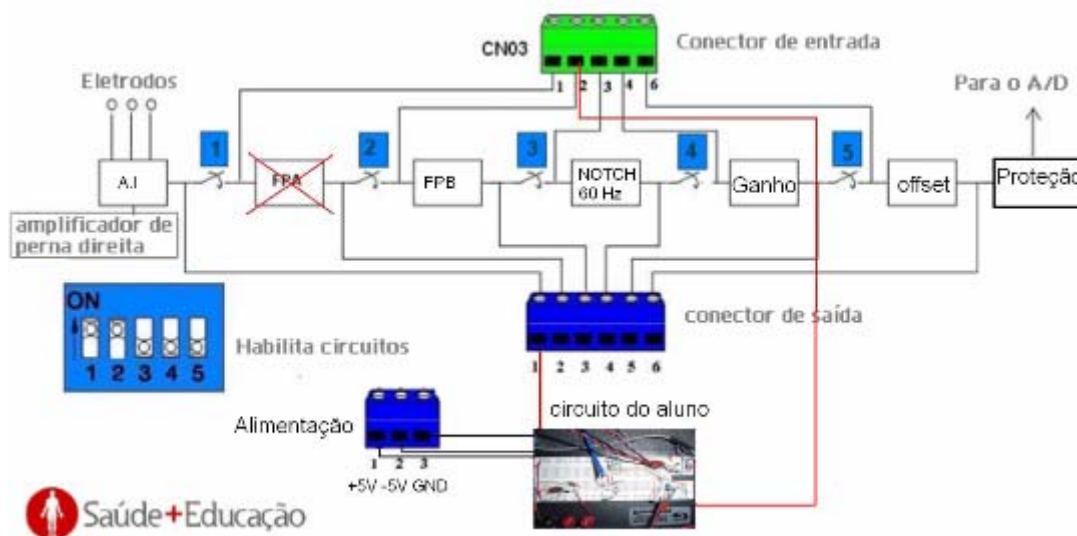


Figura 4.31 - Substituição do filtro passa altas por um filtro montado pelo aluno em um protoboard.

Sinal de teste

O sinal de entrada do amplificador de instrumentação pode ser captado por eletrodos, ou pode ser um sinal de teste gerado pelo conversor digital analógico do microcontrolador. Para aplicação do **sinal de teste** a entrada do amplificador de instrumentação um circuito adicional é necessário para gerar um *offset* e uma atenuação no sinal. A opção por um ou outro sinal é realizada pela configuração da ligação do jumper J1, como mostrado na **Figura 4.32**. Com o J1 entre os pinos 2-4, e 1-3, a entrada do amplificador de instrumentação receberá o sinal do cabo dos eletrodos. A outra opção é quando J1 esta entre os pinos 4-6, e 3-5, neste caso a entrada do amplificador de instrumentação receberá o sinal de teste da entrada do conversor digital analógico do microcontrolador. As configurações do jumper J1 estão mostradas em detalhe na **Figura 4.32**.

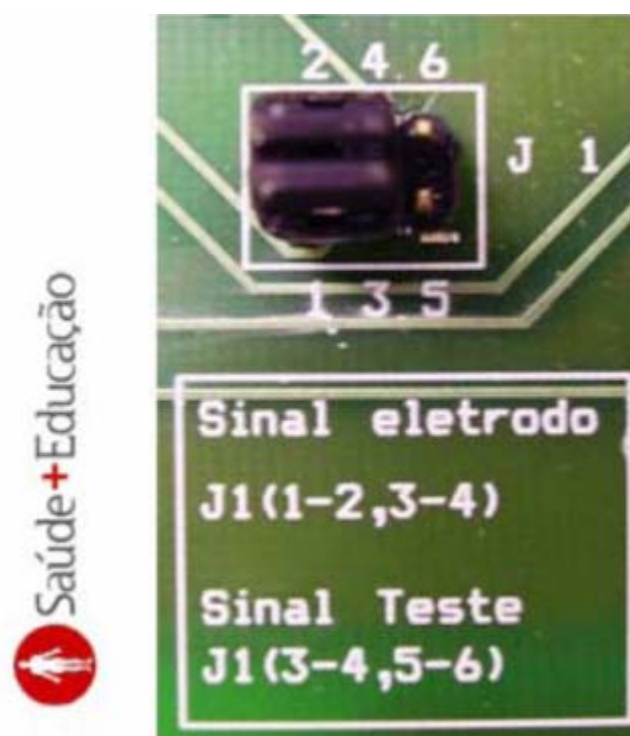


Figura 4.32 - Jumper J1, seleção entre o sinal dos eletrodos e o sinal de teste.

Ponteira exploradora

A **ponteira exploradora** serve como um osciloscópio, permitindo a aquisição do sinal em diferentes pontos do circuito. Este recurso permite que o aluno visualize o sinal em diferentes pontos da **cadeia de aquisição**. **Pontos de teste** foram colocados nas entradas e saídas dos circuitos para facilitar a medição dos sinais com a ponteira, como mostra a **Figura 4.38**. Um recurso da ponteira exploradora é a possibilidade de ajuste do ganho. Através da configuração do jumper 2 (J2) pode ser adicionado um ganho ao sinal medido com a ponteira, de 1, 10 ou 100 vezes. Com isso sinais de pequena amplitude, como na saída do amplificador de instrumentação, podem ser melhor visualizados. O sinal captado pela ponteira é ligado a um conversor A/D do microcontrolador. A configuração do ganho da ponteira exploradora esta mostrado em detalhe na **Figura 4.33**.



Figura 4.33 - Jumper J2, seleção do ganho da ponteira de teste.

Alimentação

Um conector dispõe alimentação de +5V, -5V e referência (GND) para alimentação de um circuito externo, com uma corrente de até 100 mA, este conector esta mostrado em detalhe na **Figura 4.34**.

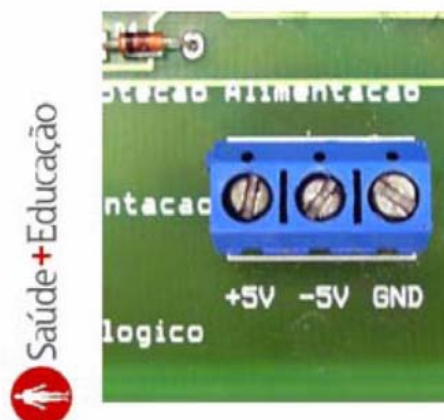


Figura 4.34 - Conector para alimentação de circuito externo.

4.3.5 – Roteiro de Aula Prática

Objetivo

Essa aula prática tem como objetivo desenvolver habilidades e competências sobre conversão analógica-digital de biosinais, mostrando na prática a relação entre o número de bits e a qualidade do sinal adquirido.

Material Necessário

Para a realização desta aula prática são necessários os seguintes materiais:

1. Computador com o software de visualização “Plataforma SPSB” instalado e configurado para utilização (**Figura 4.35 (a)**);
2. Cabo de comunicação USB (**Figura 4.35 (b)**);
3. Módulo Base (**Figura 4.35 (c)**);
4. Fonte de tensão do Módulo Base (**Figura 4.35 (d)**);
5. Módulo didático de ECG (MDECG, **Figura 4.35 (e)**);
6. Cabo de comunicação MDECG (**Figura 4.35 (f)**);
7. 3 Eletrodos descartáveis para ECG (**Figura 4.35 (g)**);
8. Cabo de eletrodos (**Figura 4.35 (h)**);
9. Ponteira exploradora (**Figura 4.35 (i)**);

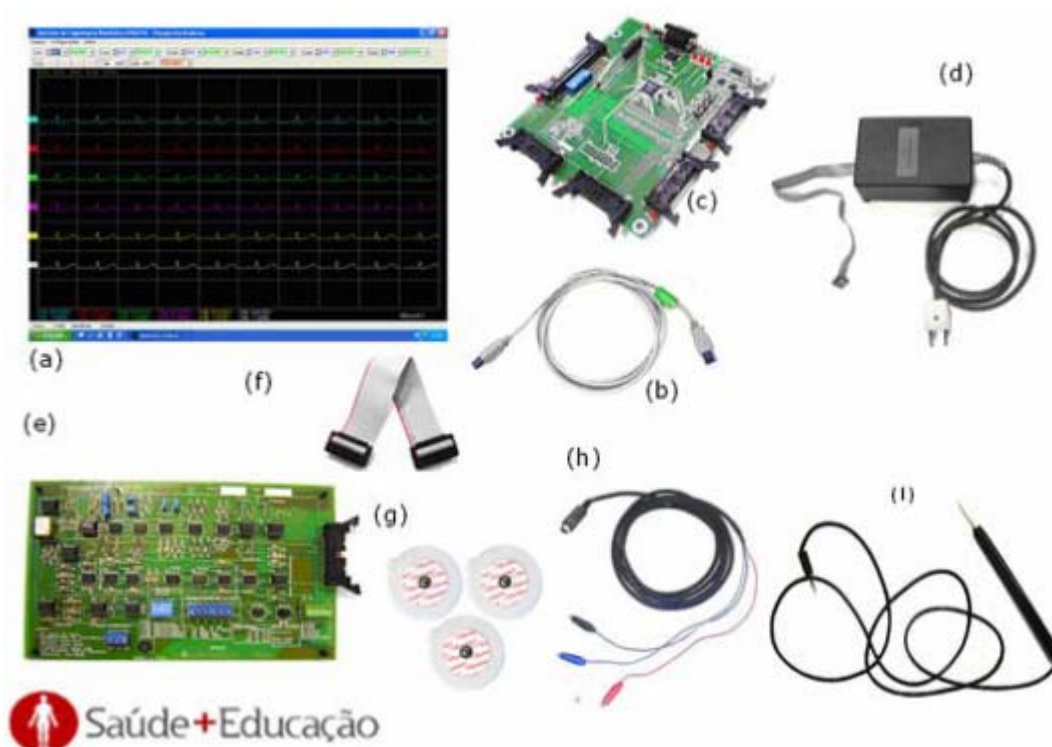


Figura 4.35 - Materiais e equipamentos necessários para realização da aula prática.

Instruções Gerais

Inicialmente faça um teste para verificar se o sistema, módulo base, **MDECG**, e o programa de visualização estão funcionando corretamente.

Ligue o **MDECG** com o módulo base e ao computador, conforme mostra a **Figura 4.36**.

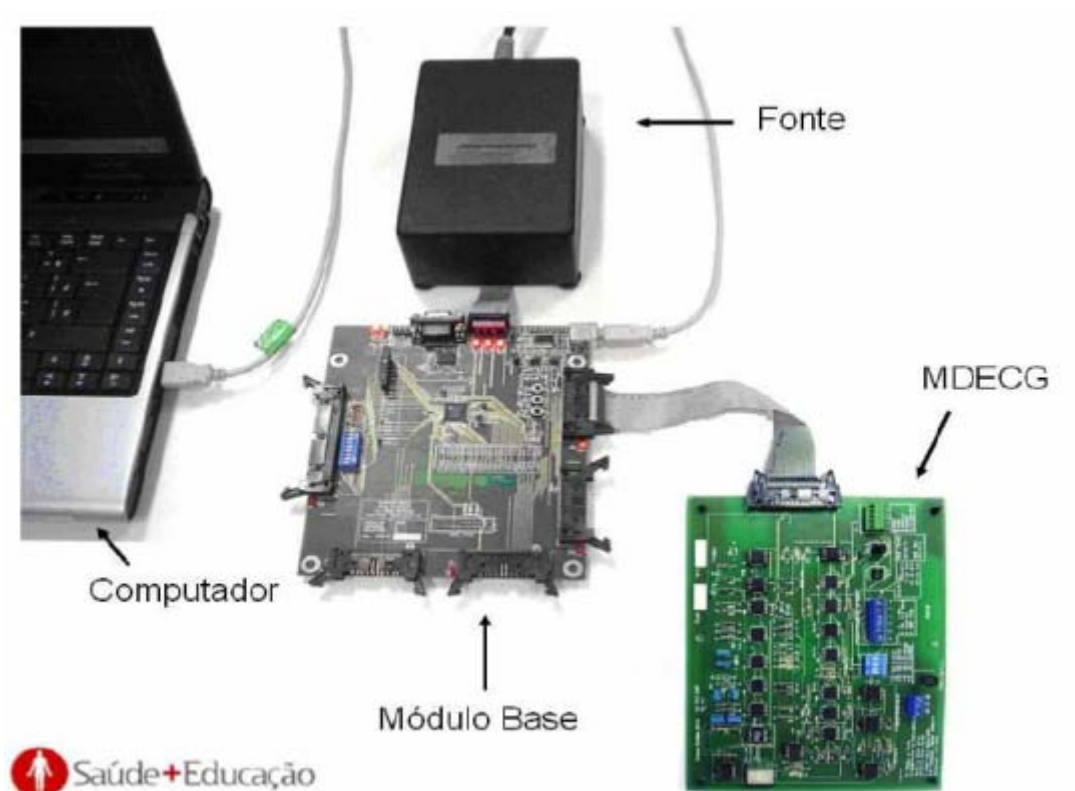


Figura 4.36 - Esquema de ligação dos módulos para realização da experiência.

No módulo didático de ECG coloque o jumper 1 (J1) entre as posições 3-4,5-6. Um sinal de teste deve aparecer na tela do programa plataforma.exe, conforme mostra a **Figura 4.37.**, este é o indicativo que o sistema esta funcionando corretamente.



Figura 4.37 - Sinal de teste adquirido com 12 Bits.

- Calcule o número de níveis de quantização do sinal com **12, 8 e 4 bits**.

$2^n = N^\circ$ de níveis de quantização,

onde n é o número de bits do conversor.

Níveis de quantização em 12 bits:

Níveis de quantização em 8 bits:

Níveis de quantização em 4 bits:

- Calcule a resolução do sinal adquirido, sinal de ECG para **12, 8 e 4 bits**, para este calculo saiba que a faixa de entrada do conversor A/D utilizado é de **2,5** volts (Tensão de referência do conversor A/D V_{ref}).

$$\text{Resolução A/D} = \frac{V_{ref}}{2^n}$$

Resolução em 12 bits:

Resolução em 8 bits:

Resolução em 4 bits:

- Com o sinal de ECG que aparece na tela do computador troque o número de bits da conversão, primeiro para **8 bits** e depois para **4 bits**.

- Visualize o sinal que aparece na tela do computador, note a diferença do sinal que é digitalizado em **12 bits, 8 bits e 4 bits**.

-Veja a diferença entre os sinais, **12, 8 e 4 bits**. Você percebe algo? Alguma distorção, ou defeito no traçado do sinal? Se existir distorção, essa distorção pode causar erros na interpretação do sinal?

Se você quer acompanhar o que acontece com o sinal ao longo da cadeia de aquisição utilize a **ponteira exploradora** e meça nos pontos de teste o sinal na saída ou na entrada de cada bloco do circuito. Isso vai auxiliar na compreensão da utilidade e na importância de cada componente do circuito.

Preste atenção para um detalhe, se você estiver adquirindo sinal em um ponto do circuito onde o sinal tem baixa amplitude altere o ganho da ponteira de prova para melhor visualizar o sinal. A **Figura 4.3.5.4** mostra a localização de alguns pontos de teste no circuito.

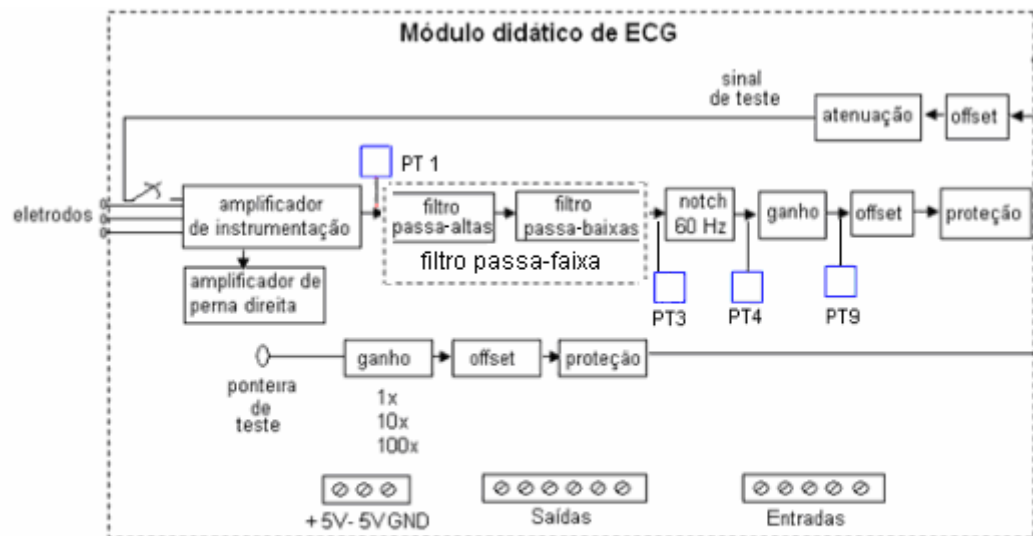


Figura 4.38 - Localização dos pontos de teste no circuito.

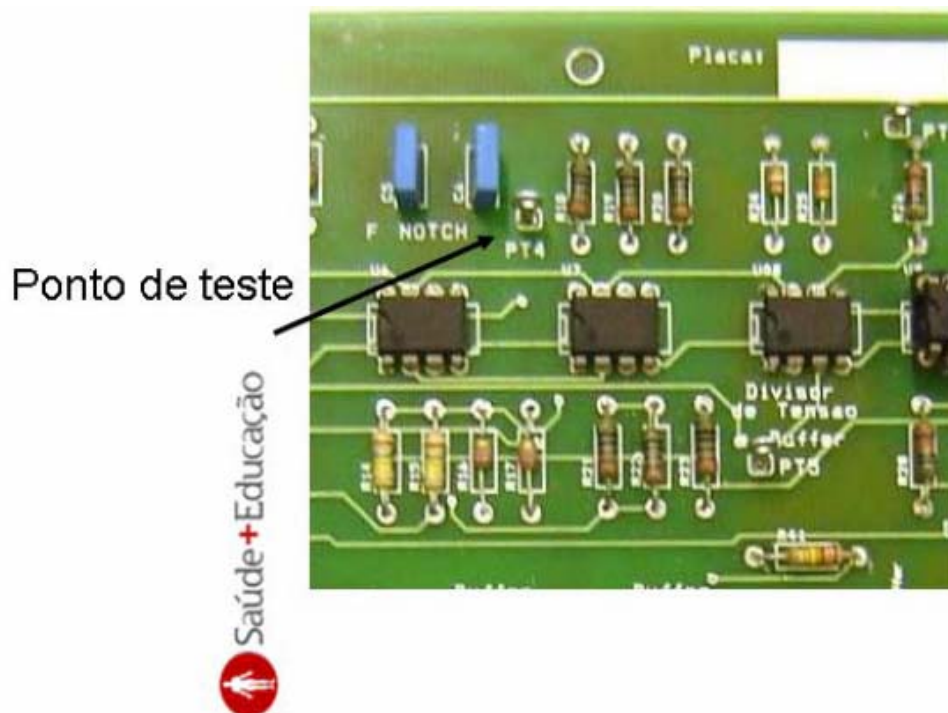


Figura 4.39 - Detalhe mostrando um ponto de teste na placa.

Neste experimento você utilizou um sinal simulado de ECG que

percorreu todos os componentes da cadeia de aquisição. Outra opção é você obter um sinal de ECG real, captado por eletrodos.

Para isso configure no módulo didático de ECG o jumper 1 (J1). Coloque J1 entre as posições 1-2,3-4, desta forma o MDECG esta pronto para adquirir sinais de ECG do corpo humano.

O próximo passo é colocar o cabo dos eletrodos no módulo, e realizar a colocação dos eletrodos no corpo. A **Figura 4.40** ilustra um exemplo de posicionamento de eletrodos, para os testes utilize esta mesma configuração. As cores identificadas, para os pontos de colocação de eletrodos, devem ser seguidas para a colocação dos cliques do cabo.

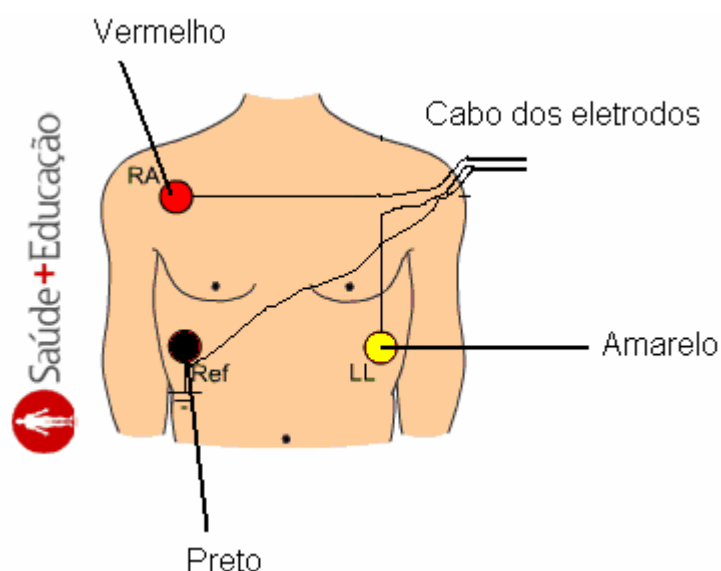


Figura 4.40 - Detalhe mostrando a posição dos eletrodos e as cores correspondentes para o cabo.

7 – Bibliografia

- Bemmél, J.V.; Musen, M.A., **Handbook of medical informatics**, Springer 1997, disponível em:

http://www.mieur.nl/mihandbook/r_3_3/handbook/home.htm,

acessado em 30/04/2008.

- Catálogo Online Cirúrgica Passos, disponível em:
http://www2.ciashop.com.br/cpassos/product.asp?template_id=62&dept_id=1&pf_id=111, acessado em 30/04/2008.
- DATASUS - Banco de Dados do Sistema Único de Saúde, disponível em:
<http://tabnet.datasus.gov.br/tabdata/cadernos/cadernosmap.htm?saude=http%3A%2F%2Ftabnet.datasus.gov.br%2Ftabdata%2Fcadernos%2Fcadernosmap.htm&botaoook=OK&obj=%24VObj>, acessado em 20/04/2008.
- DORF, R. C. D/A and A/D converters. In: THE ELECTRICAL ENGINEERING HANDBOOK. Florida-USA: Crc Press, cap 32, 1997.
- MAINARDI, I. T.; BIANCHI, A. M.; CERUTTI, S. **Digital Biomedical Signal Acquisition and Processing**. In: BRONZINO, J. D. (ed.) **The Biomedical Engineering Hand Book**. 2. ed. Boca Raton: CRC Press LLC, 2000.
- PAIM, F. C. A. Desenvolvimento de um Sistema de Telemetria para Aquisição de Sinais Fisiológicos com Aplicação em Programas de Reabilitação Cardíaca. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) — Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, maio de 2005.
- Site Quebarato!, disponível em:
http://mg.quebarato.com.br/classificados/eletrocardiografo-funbec-ecg-40__397775.html, acessado em 30/04/2008.
- Site Prontuário de Notícias, fonte Tribuna da Imprensa, disponível em:
<http://www.prontuariodenoticias.com.br/noticias.asp?secao=SP&id=1900>, acessado em 30/04/2008.
- Tocchio, H. Interpretação Clínica do Eletrocardiograma. Livraria Atheneu, 1986.
- TOMPKINS, W. J.; 1995. Biomedical Digital Signal Processing. 1st Ed. Upper Saddle River, New Jersey : Prentice Hall.
- WEBSTER, J. G. Medical instrumentation: application e desing. 3. ed. Usa: Jhon Wiley & Sons, 1998. 691 p.

ANEXO II – QUESTIONÁRIO

Questionário para Avaliação da Plataforma SPSB

Curso de Graduação/ Semestre:.....

Instruções: Assinale com um **X** a nota mais apropriada para cada afirmação abaixo. O significado de cada nota é o seguinte:

3 = Concordo plenamente, com muita ênfase (muito, sempre, etc.)

2 = Concordo parcialmente (um pouco, às vezes, etc.)

1 = Discordo um pouco, com pouca ênfase (acho que não, quase nunca, etc.)

0 = Discordo fortemente, com muita ênfase (absolutamente não, nunca, etc.)

NA = Não aplicável.

1. O padrão de cores utilizado no tutorial é agradável (fonte, legendas, glossário, figuras, etc).	3 2 1 0 NA
2. As informações do Tutorial são precisas e equilibradas entre os vários assuntos.	3 2 1 0 NA
3. Os recursos visuais (animações, figuras) incluídas neste Tutorial ajudam a apresentar o tópico.	3 2 1 0 NA
4. A visualização dos sinais de ECG, pelo software de Visualização, é clara.	3 2 1 0 NA
5. Os títulos são chamativos e informativos em cada tópico do Tutorial.	3 2 1 0 NA
6. As informações teóricas do roteiro de aula prática foram úteis em complementar seus conhecimentos.	3 2 1 0 NA
7. Eu encontrei a quantidade de informação que eu precisava no Tutorial e nos roteiros de aula prática para fazer a autoavaliação.	3 2 1 0 NA
8. Os encaixes, conectores e chaves dos Módulos de Hardware são fáceis de utilizar.	3 2 1 0 NA
9. Esta Plataforma Didática para ensino de Engenharia Biomédica (o tutorial + o hardware + o roteiro de aula prática + software de visualização) estimula o aprendizado.	3 2 1 0 NA
10. As informações apresentadas no Tutorial são consistentes (parecem estar bem fundamentadas).	3 2 1 0 NA
11. Há um menu, ou sumário no início que me permite saber quais assuntos estão contidos dentro do Tutorial.	3 2 1 0 NA
12. O tempo gasto para a realização das aulas práticas foi razoável.	3 2 1 0 NA
13. As informações incluídas no Tutorial são interessantes (despertaram entusiasmo).	3 2 1 0 NA
14. As informações contidas nos roteiros de aula prática exploraram de alguma forma seu interesse sobre o assunto abordado.	3 2 1 0 NA
15. O propósito desta Plataforma está sempre claro para mim.	3 2 1 0 NA

16. Os Roteiros de Aula Prática possuem informações suficientes para a realização dos experimentos.	3 2 1 0 NA
17. A variedade de formatos (textos e imagens) do Tutorial e dos Roteiros de Aula Prática retém minha atenção.	3 2 1 0 NA
18. As informações do Tutorial são úteis para mim.	3 2 1 0 NA
19. Todas as informações do Tutorial são apresentadas usando linguagem e estilo claros e consistentes.	3 2 1 0 NA
20. Todos os Módulos de Hardware funcionaram corretamente.	3 2 1 0 NA
21. A Plataforma SPSB possui características únicas que a faz mais interessante.	3 2 1 0 NA
22. A Plataforma SPSB se mostrou útil para o aprendizado sobre aquisição, processamento e transmissão de sinais eletrofisiológicos.	3 2 1 0 NA
23. O texto do Tutorial é bem escrito, sem erros gramaticais ou outros tipos de erros.	3 2 1 0 NA
24. O tempo todo eu posso controlar que informação do Tutorial eu desejo ver.	3 2 1 0 NA
25. Há coisas surpreendentes na Plataforma SPSB.	3 2 1 0 NA
26. Este Plataforma fornece oportunidades para interatividade.	3 2 1 0 NA
27. As instruções de uso desta Plataforma são simples e claras.	3 2 1 0 NA
28. Todos os acessórios utilizados durante a aula prática (eletrodos, cabos, fonte de alimentação) funcionaram do modo como eles deveriam funcionar.	3 2 1 0 NA
29. A modularidade dos componentes de hardware (sistema composto por diversas partes, organização modular) torna a aulas práticas mais significativas (auxilia na compreensão dos diferentes temas das aulas práticas).	3 2 1 0 NA
30. Existem somente informações importantes ou relevantes no Tutorial.	3 2 1 0 NA
31. Não importa onde eu esteja no Tutorial, eu posso retornar para a página inicial ou sair.	3 2 1 0 NA
32. O tempo previsto para realizar as experiências das aulas práticas é suficiente.	3 2 1 0 NA

Antes de responder as próximas perguntas, volte a cada afirmação em que você assinalou **NA** (não aplicável) e anote uma pontuação baseado no seguinte critério:

0 ponto se a Plataforma SPSB seria beneficiada se tivesse incluído este item.

1 ponto se a Plataforma SPSB não necessita deste item.

2 pontos se a Plataforma SPSB ficou melhor sem a inclusão deste item.

É a primeira vez que estuda estes conteúdos? (**NÃO/SIM**)

Qual a melhor coisa sobre a coisa sobre a plataforma SPSB?

O que precisa de melhoria na Plataforma SPSB?

Agradecemos por sua contribuição neste trabalho.

ANEXO III – CÁLCULO DO FILTROS

Os filtros passa-altas e passa-baixas utilizados para condicionamento de sinais nos módulos de ECG, EMG e EOG utilizam a função de aproximação *Butterworth* e topologia *Sallen-Key*. Uma das mais populares funções de aproximação utilizadas em filtros seletores é a aproximação *Butterworth*, que se caracteriza por ser monotônica em toda a faixa de frequência e apresentar a característica mais plana possível na banda de passagem (NOCETI-FILHO 2003). A topologia *Sallen Key* é utilizada pela facilidade de cálculo, uma vez que os valores dos capacitores são iguais, o mesmo é válido para os resistores de configuração da frequência de corte.

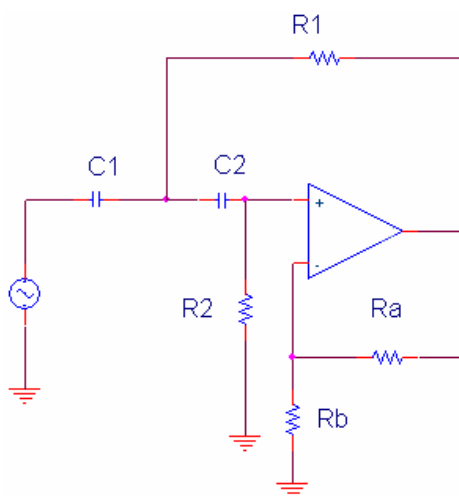
O método de projeto utilizado para cálculo dos componentes dos filtros utiliza a metodologia proposta por NOCETI-FILHO (2003).

Será detalhado o processo de cálculo apenas para os filtros de um dos módulos, os outros usam o mesmo procedimento de cálculo e para estes serão omitidos alguns passos.

Módulo de ECG

O filtro passa-faixa utilizado no módulo de ECG é composto por um passa-altas (PA) com frequência de corte (f_c) em 0,5 Hz em cascata com um passa-baixas (PB) com f_c em 50 Hz.

Filtro Passa-Altas com f_c em 0,5 Hz



A função de transferência normalizada (com $\omega_p = 1$) para o filtro *Butterworth* de segunda ordem é dada por:

$$\text{Passo (1)} \quad T(\bar{S}) = \frac{1}{\bar{S}^2 + 1,414S + 1} \quad (\text{III.1})$$

Onde:

— ω_p = Frequência de corte em radianos.

Passo (2)

— $\omega_p = 2.\pi.f_c$, com $f_c = 0,5$ Hz $\rightarrow \omega_p = 3.1416$.

Passo (3)

Desnormalização em frequência:

Para o Passa-Altas: $\omega_p \bar{S} = \frac{\omega_p}{S}$.

Passo (4)

Função de transferência desnormalizada para o PA com f_c em 0,5 Hz:

$$T(S) = \frac{S^2}{S^2 + 4,4395.S + 9,8596} \quad (\text{III.2})$$

A função de transferência geral é dada pela equação 3, onde K é o ganho em baixas frequências, ω_0 é o módulo dos pólos (para pólos complexos) e Q é o fator de qualidade destes.

$$T(S) = \frac{K.\omega_0^2}{S^2 + (\omega_0/Q).S + \omega_0^2} = \frac{A}{S^2 + a_1.S + a_0} \quad (\text{III.3})$$

Para a topologia *Sallen-Key* os componentes do filtro passa-altas podem ser encontrados pelas seguintes equações:

Passo (5)

$$R1=R2=Rb=1\Omega \quad (III.4)$$

$$C1=C2=\frac{1}{\sqrt{a_0}}F \quad (III.5)$$

$$Ra = 2 - \left(\frac{a_1}{\sqrt{a_0}} \right) \Omega \quad (III.6)$$

Aplicando os valores encontrados na equação (III.2) em (III.4), (III.5) e (III.6), temos:

$$C1 = C2 = 0,3185$$

$$Ra = 0,586$$

$$R1 = R2 = RB = 1\Omega$$

Estes valores devem ser transformados para valores de componentes comerciais existentes. Esta transformação pode ser realizada fixando o valor do capacitor em um valor comercial e recalculando o valor dos resistores.

Passo (6)

Fazendo $C1=C2= 470 \text{ nF}$.

$$b= C1/C1'$$

$$b= 0,3185/470 \times 10^{-9} = 677598,59$$

$$Ra' = b. Ra = 397,073 \text{ k}$$

$$R1' = 677,588 \text{ k}$$

Os valores dos resistores podem ser aproximados para os valores comerciais existentes, assim:

Passo (7)

Valores comerciais:

$$C1=C2= 470 \text{ nF.}$$

$$R1=R2= 680 \text{ k}\Omega.$$

O valor de R_b pode ser alterado em função de R_a desde que seja mantido o ganho de tensão em malha fechada em 1,586, para se obter uma resposta *Butterworth*.

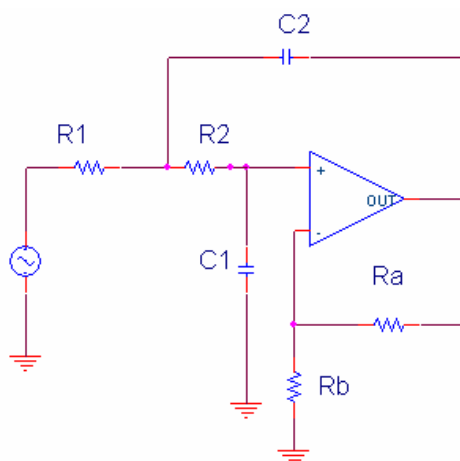
$$1,586 = \frac{R_a}{R_b} + 1$$

$$R_a = 0,586.R_b$$

Dessa forma podemos aproximar R_a e R_b para valores comerciais existentes, sendo $R_a = 12 \text{ k}\Omega$ e $R_b = 22 \text{ k}\Omega$, mantendo-se uma resposta *Butterworth*.

O ganho calculado com os valores comerciais ficou em 1,545.

Filtro Passa-Baixas com f_c em 50 Hz



A função de transferência normalizada (com $\omega_p = 1$) para o filtro *Butterworth* de segunda ordem é dada por:

$$\text{Passo (1)} \quad T(\bar{S}) = \frac{1}{\bar{S}^2 + 1,414S + 1} \quad (\text{III.7})$$

Onde:

— ω_p = Freqüência de corte em radianos.

Passo (2)

— $\omega_p = 2\pi \cdot f_c$, com $f_c = 50 \text{ Hz} \rightarrow \omega_p = 314,16$.

Passo (3)

Desnormalização em freqüência:

$$\text{Para o Passa-Baixas: } \omega_p \bar{S} = \frac{S}{\omega_p}.$$

Passo (4)

Função de transferência desnormalizada para o PB com f_c em 50 Hz:

$$T(S) = \frac{98596}{S^2 + 443,96.S + 98596} \quad (\text{III.8})$$

A função de transferência geral é dada pela equação (III.9), onde K é o ganho em baixas freqüências, ω_0 é o módulo dos pólos (para pólos complexos) e Q é o fator de qualidade destes.

$$T(S) = \frac{K \cdot \omega_0^2}{S^2 + (\omega_0 / Q) \cdot S + \omega_0^2} = \frac{A}{S^2 + a_1 \cdot S + a_0} \quad (\text{III.9})$$

Para a topologia *Sallen-Key* os componentes do filtro passa-altas podem ser encontrados pelas seguintes equações:

Passo (5)

$$R1=R2=Rb=1\Omega \quad (III.10)$$

$$C1=C2=\frac{1}{\sqrt{a_0}}F \quad (III.11)$$

$$Ra = 2 - \left(\frac{a_1}{\sqrt{a_0}} \right) \Omega \quad (III.12)$$

Aplicando os valores encontrados na equação (III.8) em (III.10), (III.11) e (III.12), temos:

$$C1 = C2 = 3,1847133 \times 10^{-3}$$

$$Ra = 0,586$$

$$R1 = R2 = RB = 1\Omega$$

Estes valores devem ser transformados para valores de componentes comerciais existentes. Esta transformação pode ser realizada fixando o valor do capacitor em um valor comercial e recalculando o valor dos resistores.

Passo (6)

Fazendo $C1=C2= 100 \text{ nF}$.

$$b= C1/C1'$$

$$b= (3,1847133 \times 10^{-3}) / (100 \times 10^{-9}) = 31847,133$$

$$Ra' = b. Ra = 18,662 \text{ k}$$

$$R1' = 31,847 \text{ k}$$

Os valores dos resistores podem ser aproximados para os valores comerciais existentes, assim:

Passo (7)

Valores comerciais:

$$C1=C2= 100 \text{ nF.}$$

$$R1=R2= 31,6 \text{ k } \Omega.$$

O valor de Rb pode ser alterado em função de Ra desde que seja mantido o ganho de tensão em malha fechada em 1,586, para se obter uma resposta *Butterworth*.

$$1,586 = \frac{R_a}{R_b} + 1$$

$$R_a = 0,586.R_b$$

Dessa forma podemos aproximar Ra e Rb para valores comerciais existentes, sendo Ra= 12 k Ω e Rb= 22 k Ω , mantendo-se uma resposta *Butterworth*.

O ganho calculado com os valores comerciais ficou em 1,545.

Módulo de EOG

O filtro passa-faixa utilizado no módulo de EOG é composto por um passa-altas (PA) com frequência de corte (fc) em 0,5 Hz em cascata com um passa-baixas (PB) com fc em 100 Hz.

Filtro Passa-Altas com fc em 0,5 Hz

Idem valores do passa-altas para o módulo de ECG.

Filtro Passa- Baixas com fc em 100 Hz

O procedimento de cálculo utilizado será o mesmo aplicado para o filtro passa-baixas de ECG, neste caso alguns passos considerados repetitivos não serão demonstrados.

Passo (2)

$$\omega_p = 2\pi \cdot f_c, \text{ com } f_c = 100 \text{ Hz} \rightarrow \omega_p = 628,319.$$

Passo (4)

Função de transferência desnormalizada para o PB com f_c em 100 Hz:

$$T(S) = \frac{394384}{S^2 + 887,992 \cdot S + 394384} \quad (\text{III.13})$$

Passo (5)

$$R1=R2=Rb=1\Omega \quad (\text{III.14})$$

$$C1=C2=\frac{1}{\sqrt{a_0}}F \quad (\text{III.15})$$

$$R_a = 2 - \left(\frac{a_1}{\sqrt{a_0}} \right) \Omega \quad (\text{III.16})$$

Aplicando os valores encontrados na equação (III.13) em (III.14), (III.15) e (III.16), temos:

$$C1 = C2 = 1,5923567 \times 10^{-3}$$

$$R_a = 0,586$$

$$R1 = R2 = R_B = 1\Omega$$

Estes valores devem ser transformados para valores de componentes comerciais existentes. Esta transformação pode ser realizada fixando o valor do capacitor em um valor comercial e recalculando o valor dos resistores.

Passo (6)

Fazendo $C1=C2= 100 \text{ nF}$.

$$b= C1/C1'$$

$$b= 15923,567$$

$$Ra'= b. Ra= 9,33121 \text{ k}$$

$$R1'= 15,923 \text{ k}$$

Os valores dos resistores podem ser aproximados para os valores comerciais existentes, assim:

Passo (7)

Valores comerciais:

$$C1=C2= 100 \text{ nF}.$$

$$R1=R2= Rb 16 \text{ k } \Omega.$$

$$Ra= 9,31 \text{ k } \Omega.$$

O ganho calculado com os valores comerciais ficou em 1, 581.

Módulo de EMG

O filtro passa-faixa utilizado no módulo de EMG é composto por um passa-altas (PA) com frequência de corte (f_c) em 2 Hz em cascata com um passa-baixas (PB) com f_c em 500 Hz.

Filtro Passa- Altas com fc em 2 Hz

O procedimento de cálculo utilizado será o mesmo aplicado para o filtro passa-altas de ECG, neste caso alguns passos considerados repetitivos não serão demonstrados.

Passo (2)

$$\omega_p = 2 \cdot \pi \cdot f_c, \text{ com } f_c = 2 \text{ Hz} \rightarrow \omega_p = 12,56637.$$

Passo (4)

Função de transferência desnormalizada para o PA com fc em 2 Hz:

$$T(S) = \frac{S^2}{S^2 + 17,759 \cdot S + 157,7536} \quad (\text{III.17})$$

Passo (5)

$$R1=R2=Rb=1\Omega \quad (\text{III.18})$$

$$C1=C2=\frac{1}{\sqrt{a_0}}F \quad (\text{III.19})$$

$$Ra = 2 - \left(\frac{a_1}{\sqrt{a_0}} \right) \Omega \quad (\text{III.20})$$

Aplicando os valores encontrados na equação (III.17) em (III.18), (III.19) e (III.20), temos:

$$C1 = C2 = 7,96 \times 10^{-2}$$

$$Ra = 0,586$$

$$R1 = R2 = RB = 1\Omega$$

Estes valores devem ser transformados para valores de componentes comerciais existentes. Esta transformação pode ser realizada fixando o valor do capacitor em um valor comercial e recalculando o valor dos resistores.

Passo (6)

Fazendo $C1=C2= 470 \text{ nF}$.

$$b= C1/C1'$$

$$b= 169361,702$$

$$Ra'= b. Ra= 99,245 \text{ k}$$

$$R1'= 169,361 \text{ k}$$

Os valores dos resistores podem ser aproximados para os valores comerciais existentes, assim:

Passo (7)

Valores comerciais:

$$C1=C2= 470 \text{ nF}.$$

$$R1=R2= Rb= 169 \text{ k } \Omega.$$

$$Ra= 100 \text{ k } \Omega.$$

O ganho calculado com os valores comerciais ficou em 1, 591.

Filtro Passa- Baixas com f_c em 500 Hz

O procedimento de cálculo utilizado será o mesmo aplicado para o filtro passa-baixas de ECG, neste caso alguns passos considerados repetitivos não serão demonstrados.

Passo (2)

$$\omega_p= 2.\pi.f_c, \text{ com } f_c= 500 \text{ Hz} \rightarrow \omega_p= 3141,593.$$

Passo (4)

Função de transferência desnormalizada para o PB com f_c em 500 Hz:

$$T(S) = \frac{9859600}{S^2 + 4439,96.S + 9859600} \quad (\text{III.21})$$

Passo (5)

$$R1=R2=Rb=1\Omega \quad (\text{III.22})$$

$$C1=C2=\frac{1}{\sqrt{a_0}}F \quad (\text{III.23})$$

$$Ra = 2 - \left(\frac{a_1}{\sqrt{a_0}} \right) \Omega \quad (\text{III.24})$$

Aplicando os valores encontrados na equação (III.21) em (III.22), (III.23) e (III.24), temos:

$$C1 = C2 = 3,184 \times 10^{-4}$$

$$Ra = 0,586$$

$$R1 = R2 = RB = 1\Omega$$

Estes valores devem ser transformados para valores de componentes comerciais existentes. Esta transformação pode ser realizada fixando o valor do capacitor em um valor comercial e recalculando o valor dos resistores.

Passo (6)

Fazendo $C1=C2= 100 \text{ nF}$.

$$b = C1/C1'$$

$$b = 3184,7133$$

$$Ra' = b \cdot Ra = 1866,24$$

$$R1' = 3184,7133$$

Os valores dos resistores podem ser aproximados para os valores comerciais existentes, assim:

Passo (7)

Valores comerciais:

$$C1 = C2 = 100 \text{ nF.}$$

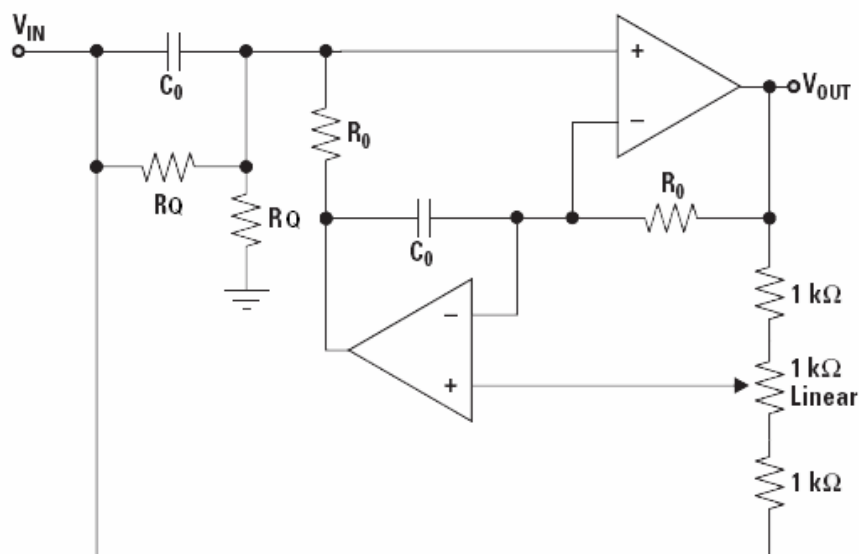
$$R1 = R2 = Rb = 3,16 \text{ k}\Omega.$$

$$Ra = 1,87 \text{ k}\Omega.$$

O ganho calculado com os valores comerciais ficou em 1,591.

Filtro Notch de 60 Hz

Topologia Fliege:



$$f_c = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R_0 \cdot C_0} \quad (\text{III.25})$$

$$Q = \frac{R_Q}{2 \cdot R_0} \quad (\text{III.26})$$

Fixando o valor de C_0 em 100nF R_0 fica igual a 26,5 k $\Omega \approx 27$ k Ω . O valor de 2,78 para o fator de qualidade foi estabelecido a partir de simulações. O critério utilizado foi o não surgimento de *overshoot* no sinal, o que causaria distorções em frequências próximas a 60 Hz.

ANEXO IV – ESQUEMA ELÉTRICO do MÓDULO BASE e da FONTE DE ALIMENTAÇÃO

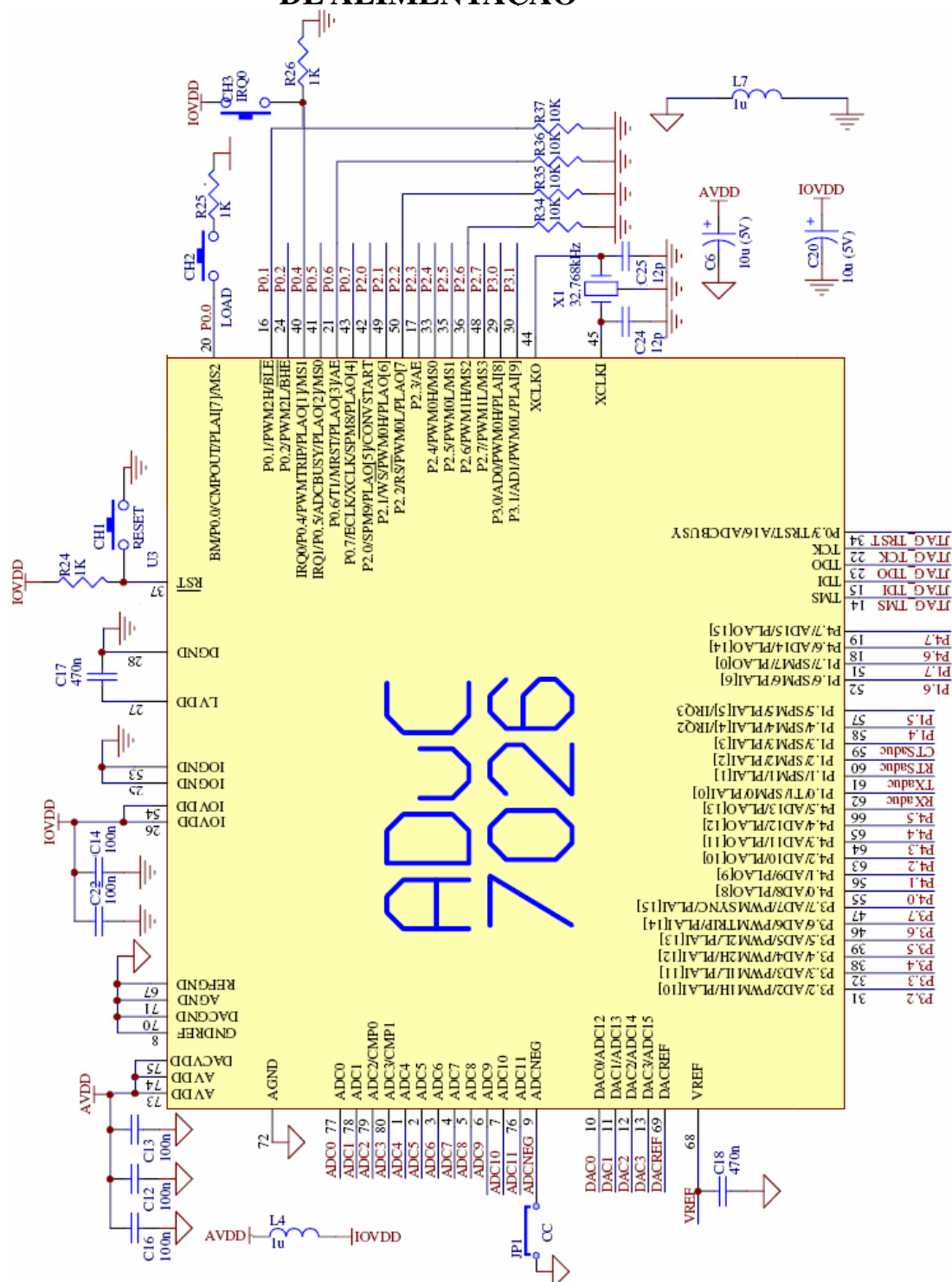


Figura IV.1- Esquema elétrico utilizado para ligação do microcontrolador do MB.

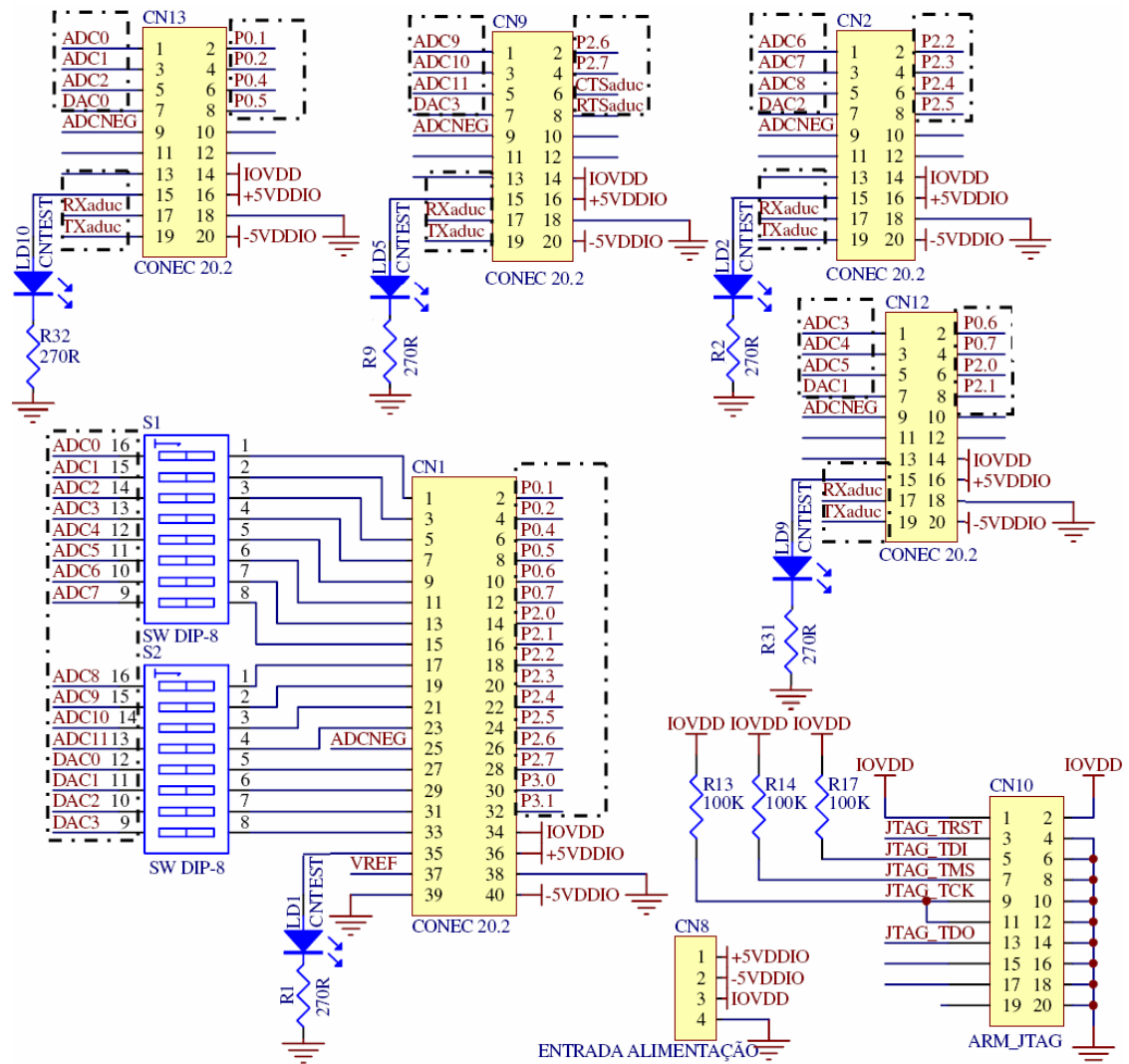


Figura IV.2 - Disposição dos recursos do microcontrolador nos conectores *latch* do MB.

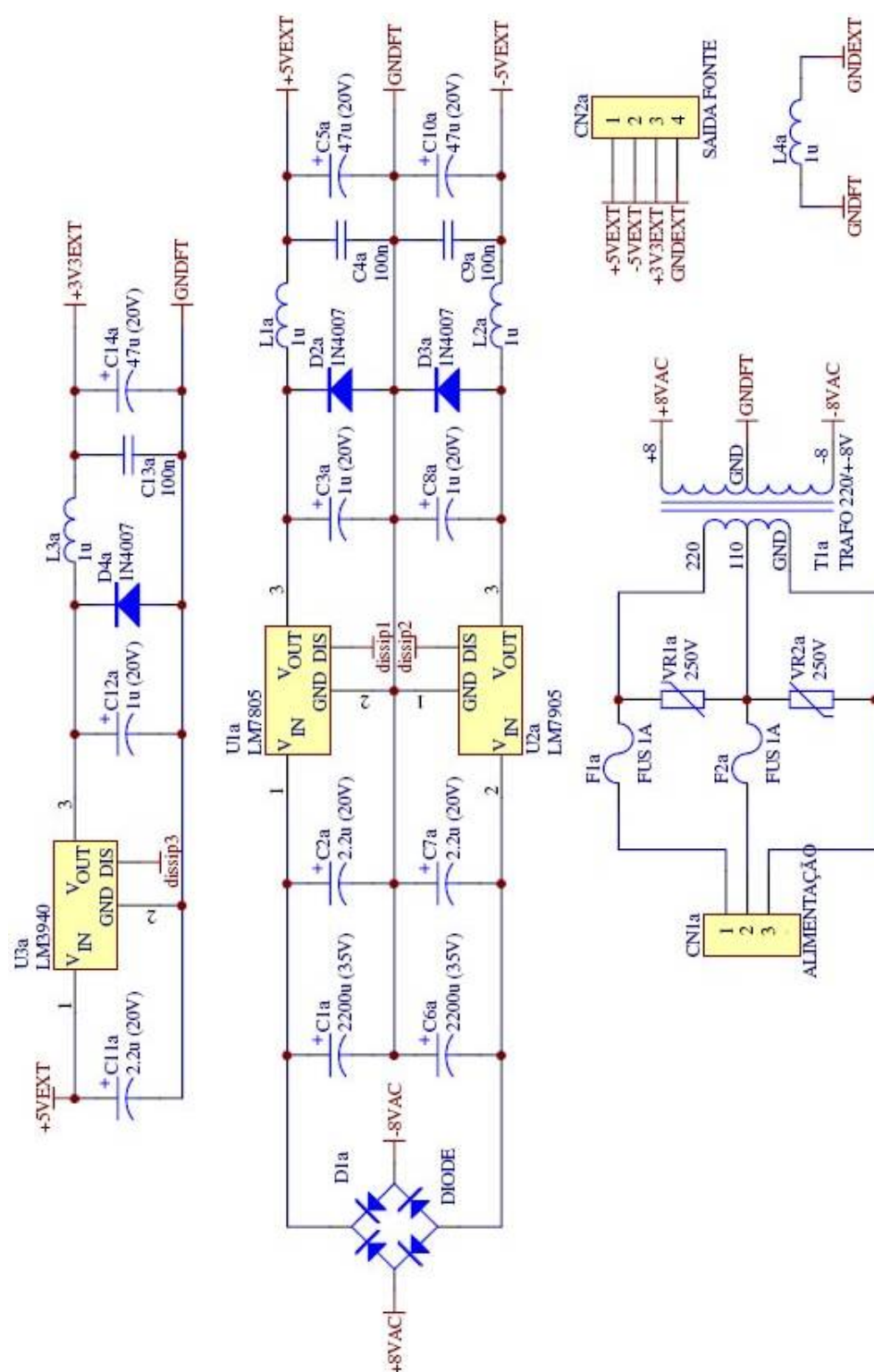


Figura IV.3 – Fonte de alimentação.

ANEXO V – RESULTADOS DOS TESTES DE SEGURANÇA ELÉTRICA

Tabela V.1 – Valores medidos da corrente de fuga através do paciente com tensão sobre as partes aplicadas em comparação aos limites da norma. Medições realizadas com o módulo de ECG.

Corrente de Fuga Através do Paciente (Tensão sobre as partes aplicadas)					
	Partes sob Teste				
Condição de Teste	Todas as entradas em relação ao terminal de referência (μA)	RA em relação ao terminal de referência (μA)	RL em relação ao terminal de referência (μA)	LA em relação ao terminal de referência (μA)	Limite (μA)
Polaridade Normal, Isolação Normal	15	19	20	20	5000
Polaridade Normal, Isolação Reversa	52	56	57	57	5000
Polaridade Reversa, Isolação Normal	29	33	33	33	5000
Polaridade Reversa, Isolação Reversa	38	43	43	43	5000

Tabela V.2 – Valores medidos da corrente de fuga através do paciente com tensão sobre as partes aplicadas em comparação aos limites da norma. Medições realizadas com o módulo de EMG.

Corrente de Fuga Através do Paciente (Tensão sobre as partes aplicadas)					
	Partes sob Teste				
Condição de Teste	Todas as entradas em relação ao terminal de referência (μA)	*E I em relação ao terminal de referência (μA)	*E. N. I. em relação ao terminal de referência (μA)	*Ref. em relação ao terminal de referência (μA)	Limite (μA)
Polaridade Normal, Isolação Normal	24	28	28	28	5000
Polaridade Normal, Isolação Reversa	34	38	38	38	5000
Polaridade Reversa, Isolação Normal	13	17	17	17	5000
Polaridade Reversa, Isolação Reversa	45	50	50	50	5000

*E.I- Parte aplicada onde a entrada inversora do amplificador de instrumentação é ligada ao cabo do paciente.

*E.N.I- Parte aplicada onde a entrada não inversora do amplificador de instrumentação é ligada ao cabo do paciente.

*Ref- Parte aplicada onde a referência do circuito é ligada ao cabo do paciente.

Tabela V.3 – Valores medidos da corrente de fuga através do gabinete em comparação aos valores limites da norma.

Corrente de Fuga Através do Gabinete				
Condição de Teste	Condição Normal		Condição Anormal sob uma só Falha	
	Valor Medido (μA)	Limite (μA)	Valor Medido (μA)	Limite (μA)
Polaridade Normal	1	100	2	500
Polaridade Reversa	2	100	3	500

Tabela V.4 – Valores medidos da corrente de fuga através do paciente em comparação aos valores limites da norma. Medições realizadas com o módulo de ECG.

Corrente de Fuga Através do Paciente					
	Partes sob Teste				
Condição de Teste	Todas as entradas em relação ao terminal de referência (μA)	RA em relação ao terminal de referência (μA)	RL em relação ao terminal de referência (μA)	LA em relação ao terminal de referência (μA)	Limite (μA)
Polaridade Normal *CN	19	19	19	19	100
Polaridade Normal *CASF	25	24	24	24	500
Polaridade Reversa *CN	6	5	6	5	100
Polaridade Reversa *CASF	25	24	24	24	500

* CN- Condição Normal.

* CASF- Condição Anormal sob uma só falha.

Tabela V.5 – Valores medidos da corrente de fuga através do paciente em comparação aos valores limites da norma. Medições realizadas com o módulo de EMG.

Corrente de Fuga Através do Paciente					
	Partes sob Teste				
Condição de Teste	Todas as entradas em relação ao terminal de referência (μA)	*E.I em relação ao terminal de referência (μA)	*E.N.I em relação ao terminal de referência (μA)	*Ref em relação ao terminal de referência (μA)	Limite (μA)
Polaridade Normal *CN	5	5	5	6	100
Polaridade Normal *CASF	22	22	22	22	500
Polaridade Reversa *CN	17	17	17	17	100
Polaridade Reversa *CASF	22	22	22	22	500

* CN- Condição Normal.

* CASF- Condição Anormal sob uma só falha.

*E.I- Parte aplicada onde a entrada inversora do amplificador de instrumentação é ligada ao cabo do paciente.

*E.N.I- Parte aplicada onde a entrada não inversora do amplificador de instrumentação é ligada ao cabo do paciente.

*Ref- Parte aplicada onde a referência do circuito é ligada ao cabo do paciente.

Tabela V.6 – Valores medidos da corrente de fuga auxiliar através do paciente em comparação aos valores limites da norma. Medições realizadas com o módulo de EMG.

Corrente de Fuga Auxiliar Através do Paciente				
	Partes sob Teste			
Condição de Teste	*E.I em relação a todas as entradas (μA)	*E.N.I. em relação a todas as entradas (μA)	*Ref em relação a todas as entradas (μA)	Limite (μA)
Polaridade Normal *CN	2	2	1	100
Polaridade Normal *CASF	8	8	6	500
Polaridade Reversa *CN	6	6	4	100
Polaridade Reversa *CASF	8	8	6	500

* CN- Condição Normal.

* CASF- Condição Anormal sob uma só falha.

*E.I- Parte aplicada onde a entrada inversora do amplificador de instrumentação é ligada ao cabo do paciente.

*E.N.I- Parte aplicada onde a entrada não inversora do amplificador de instrumentação é ligada ao cabo do paciente.

*Ref- Parte aplicada onde a referência do circuito é ligada ao cabo do paciente.

Tabela V.7 – Valores medidos da corrente de fuga auxiliar através do paciente em comparação aos valores limites da norma. Medições realizadas com o módulo de ECG.

Corrente de Fuga Auxiliar Através do Paciente				
	Partes sob Teste			
Condição de Teste	RA em relação a todas as entradas (μA)	RL em relação a todas as entradas (μA)	LA em relação a todas as entradas (μA)	Limite (μA)
Polaridade Normal *CN	6	5	6	100
Polaridade Normal *CASF	7	6	8	500
Polaridade Reversa *CN	2	1	2	100
Polaridade Reversa *CASF	8	6	8	500

* CN- Condição Normal.

* CASF- Condição Anormal sob uma só falha.

Condições de ensaio

-Tensão da rede:

- Fase-Terra: 224 Volts
- Neutro-Terra: 0,5 Volts
- Fase- Neutro: 225,2 Volts

-Umidade relativa do ar: 71%

-Temperatura: 21°C

ANEXO VI – ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS DOS MÓDULOS DE ECG, EMG e EOG

Tabela VI.1 - Especificações técnicas do módulo de ECG

Recurso	Especificação
Tensão de Alimentação	+ 5 Vdc/ - 5 Vdc
Consumo máximo	100 mA
CMRR	100 dB com ganho 10 @ 1kHz
Faixa de frequência de aquisição de ECG	0,5 Hz a 50 Hz
Ganho	500
Conector para o cabo dos eletrodos	Mini-Din fêmea 4 pinos tipo RF
Conector de saída do circuito do aluno	Conector p/ PCI com parafuso 5,08 mm/6pinos
Conector de entrada do circuito do aluno	Conector P/ PCI com parafuso 4mm/5pinos
Conector para ponteira exploradora	Mini-Bana p/ PCI
Conector de interface com o MB	Header 90° com extrator 20 pinos
Impedância de entrada do circuito da ponteira exploradora	$10^{12} \Omega$ @ DC
Chave desabilita circuitos	Dip switches 5 posições 2,54 mm
Recurso de alimentação para circuito externo	+ 5 Vdc/ - 5 Vdc e GND com corrente máxima de 100 mA. Conector p/ PCI 5,08 mm/3 pinos
Recurso de seleção do ganho da ponteira exploradora	Jumper 2,54 mm com aba. Seleção para ganho 1, 10 ou 100
Sinal simulado de ECG	Tensão mín. -0,4 V; tensão máx. 1,34 V; freq. cardíaca ~80 bpm
Temperatura de operação	0 a 80°C

Tabela VI.2 - Especificações técnicas do módulo de EMG

Recurso	Especificação
Tensão de Alimentação	+ 5 Vdc/ - 5 Vdc
Consumo máximo	100 mA
CMRR	100 dB com ganho 10 @ 1kHz
Faixa de frequência de aquisição de ECG	2 Hz a 500 Hz
Ganho	500
Conector para o cabo dos eletrodos	Mini-Din fêmea 4 pinos tipo RF
Conector de saída do circuito do aluno	Conector p/ PCI com parafuso 5,08 mm/6pinos
Conector de entrada do circuito do aluno	Conector P/ PCI com parafuso 4mm/5pinos
Conector para ponteira exploradora	Mini-Bana p/ PCI
Conector de interface com o MB	Header 90° com extrator 20 pinos
Impedância de entrada do circuito da ponteira exploradora	$10^{12} \Omega$ @ DC
Chave desabilita circuitos	Dip switches 5 posições 2,54 mm
Recurso de alimentação para circuito externo	+ 5 Vdc/ - 5 Vdc e GND com corrente máxima de 100 mA. Conector p/ PCI 5,08 mm/3 pinos
Recurso de seleção do ganho da ponteira exploradora	Jumper 2,54 mm com aba. Seleção para ganho 1, 10 ou 100
Temperatura de operação	0 a 80°C

Tabela VI.3 - Especificações técnicas do módulo de EOG

Recurso	Especificação
Tensão de Alimentação	+ 5 Vdc/ - 5 Vdc
Consumo máximo	100 mA
CMRR	100 dB com ganho 10 @ 1kHz
Faixa de frequência de aquisição de ECG	0,5 Hz a 100 Hz
Ganho	498
Conector para o cabo dos eletrodos	Mini-Din fêmea 4 pinos tipo RF
Conector de saída do circuito do aluno	Conector p/ PCI com parafuso 5,08 mm/6pinos
Conector de entrada do circuito do aluno	Conector P/ PCI com parafuso 4mm/5pinos
Conector para ponteira exploradora	Mini-Bana p/ PCI
Conector de interface com o MB	Header 90° com extrator 20 pinos
Impedância de entrada do circuito da ponteira exploradora	$10^{12} \Omega$ @ DC
Chave desabilita circuitos	Dip switches 5 posições 2,54 mm
Recurso de alimentação para circuito externo	+ 5 Vdc/ - 5 Vdc e GND com corrente máxima de 100 mA. Conector p/ PCI 5,08 mm/3 pinos
Recurso de seleção do ganho da ponteira exploradora	Jumper 2,54 mm com aba. Seleção para ganho 1, 10 ou 100
Temperatura de operação	0 a 80°C

ANEXO VII – PUBLICAÇÕES

- ADUR, R.; ANDRIGHETTO, E.; **RATHKE, J. E.**; POSSA, P. R. C.; SANTOS, F. C.; ARGOUD, F. I. M.; AZEVEDO, F. M.; MARINO-NETO, J. Proposta de uma Plataforma didática para Ensino de Engenharia Biomédica em Cursos de Graduação de Engenharia Elétrica. II. O módulo didático de EEG, In: XXXV Congresso Brasileiro de Educação e Engenharia, 2007.
- ANDRIGHETTO, E.; ADUR, R.; **RATHKE, J. E.**; POSSA, P. R. C.; SANTOS, F. C.; ARGOUD, F. I. M.; AZEVEDO, F. M.; MARINO-NETO, J. Proposta de uma plataforma didática para o ensino de Engenharia Biomédica em Cursos de Graduação de Engenharia Elétrica: I Os Sinais Bioelétricos. In: Congresso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, 4., Porlamar. 2007.
- ANDRIGHETTO, E.; ADUR, R.; **RATHKE, J. E.**; POSSA, P. R. C.; SANTOS, F. C.; ARGOUD, F. I. M.; AZEVEDO, F. M.; MARINO-NETO, J. Plataforma Didática para a Aprendizagem de Engenharia Biomédica em Cursos de Engenharia Elétrica. III - Proposta para Comunicação wireless, In: XXXV Congresso Brasileiro de Educação e Engenharia, 2007.
- POSSA, P. R.; ANDRIGHETTO, E.; SANTOS, F. C.; **RATHKE, J. E.**; ADUR, R.; OJEDA, R. G.; ARGOUD, F. I. M.; AZEVEDO, F. M.; MARINO-NETO, J. A Inserção da Engenharia Biomédica nos Cursos de Graduação de Engenharia Elétrica no Brasil. Aceito para publicação pela Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, 2008.
- POSSA, P. R.; **RATHKE, J. E.**; ANDRIGHETTO, E.; ADUR, R.; SANTOS, F. C.; ARGOUD, F. I. M.; AZEVEDO, F. M.; MARINO-NETO, J. Proposta de plataforma didática para ensino de Engenharia Biomédica em Cursos de Engenharia Elétrica: IV. Tutorial sobre Eletrocardiografia, In: XXXV Congresso Brasileiro de Educação e Engenharia, 2007.
- RATHKE, J. E.**; POSSA, P. R.; SANTOS, F. C.; ANDRIGHETTO, E.; ADUR, R.; ARGOUD, F. I. M.; AZEVEDO, F. M.; MARINO-NETO, J. Proposta de uma Plataforma Didática para Ensino de Engenharia Biomédica em Cursos de Engenharia Elétrica: I. Módulos para aquisição de Sinais eletrográficos, In: XXXV Congresso Brasileiro de Educação e Engenharia, 2007.
- SANTOS, F. C.; **RATHKE, J. E.**; POSSA, P. R. C.; ANDRIGHETTO, E.; ADUR, R.; ARGOUD, F. I. M.; AZEVEDO, F. M.; MARINO-NETO, J. Proposta de Plataforma Didática Para o Ensino de Engenharia Biomédica em Curso de Engenharia Elétrica: V. Ambiente em RV de Eletrocardiografia. In: XXXV Congresso Brasileiro de Educação e Engenharia, 2007.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ADUR, R. Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos: Módulo Didático de Eletroencefalograma. Florianópolis, 150 p., 2008. Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Santa Catarina.
- AMORIN, J.A.; 2005. Educação em Engenharia: O Desenvolvimento de um Aplicativo de Autoria para a Elaboração de Mapas Conceituais e Hipertextos. Campinas, 236 págs. Dissertação (Mestrado)-Universidade Estadual de Campinas.
- ANDRIGHETTO, E. Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos: Rede Wireless Zigbee com Aplicação do Padrão IEEE 802.15.4. Florianópolis, 147 p., 2008. Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Santa Catarina.
- ARDEN, G.B, CONSTABLE, P.A.; 2006. The Electro-oculogram. In: Progress in Retinal and Eye Research, Volume 25, Páginas 201-248.
- ARNONE, M.P; SMALL, R.V.; 1999. The Website Motivational Analysis Checklist (WebMAC SENIOR 4.0). Disponível em:< <http://www.marilynarnone.com/WebMACSr.4.0.pdf>>. Acessado em 25/04/2008.
- AXELSON, J.; 1999. USB Complete: Everything You Need to Develop Custom USB Peripherals. Madison Usa: Lakeview Research.
- BAREA, R.; BOQUETE, L.; MAZO, M.; LÓPEZ, E.; 2002. System for Assisted Mobility Using Eye Movements Based on Electrooculography. In: IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 10, n°. 4, december.
- BERBARI, E.J.; 2000. Principles of electrocardiography. In: BRONZINO, J. D. (Ed.). The Biomedical Engineering Handbook. 2. ed. [S.l.]: CRC Press, cap. 13.
- BEMMEL, J.V.; MUSEN, M.A.; 1997. Handbook of medical informatics, Springer. Disponível em: <http://www.mieur.nl/mihandbook/r_3_3/handbook/home.htm, acessado em 30/04/2008>.

- CHAN, A.D.C.; MACISAAC, D.; 2003. Promoting Biomedical Engineering through Recruitment. In: Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE EMBS., Cancun, México, págs.3475-3478.
- COHEN, A.; 2006. Biomedical signals: Origin and Dynamic Characteristics; Frequency-Domain Analysis. In: BRONZINO, J. D. (Ed.). The Biomedical Engineering Handbook. 2. ed. [S.l.]: CRC Press. cap. 52.
- DE LUCA, C.J.; 2006. Electromyography. In: Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. John G. Webster, ED. John Wiley Publisher, págs. 98-109.
- DUARTE, M.A. de.; et al; 2007.Utilizando a Implantação do Curso de Extensão “BÁSICO DE MANUTENÇÃO DE APARELHOS DE ELETROTHERAPIA PARA FISIOTERAPEUTAS” para o Desenvolvimento de Habilidades e Competências no Curso de Engenharia Elétrica da UGF. In: Congresso Brasileiro de Educação em Engenharia (25: Set. 2007: Curitiba). Anais. Curitiba.
- GARCIA, P.A., MARTINI, J.S.C.; 2006. Eletrônica digital: Teoria e Laboratório. São Paulo - SP, Ed Érica, 182 págs.
- GARROD, S.A.R.; 1997. D/A and A/D converters. In: THE ELECTRICAL ENGINEERING HANDBOOK. Florida-USA: Crc Press, cap 32.
- GONZALES, M.T.G. et al.; 1998. Potenciales bioeléctricos: Origen e Registro. Mexico: Universidad Autónoma Metropolitana,. 290 págs.
- GUYTON, A. C.; HALL, J. E.; 2006. Textbook of Medical Physiology. 11. ed. Philadelphia: Elsevier.
- HENNENBERG, K.; 2006. Principles of Electromyography. In: BRONZINO, J. D. (Ed.). The Biomedical Engineering Handbook. 2. ed. [S.l.]: CRC Press, cap. 14.
- HOLANDA DE, C.A.M; BEZERRA, C. A. D.; 2007. Aplicação de uma Abordagem “HANDS-ON” na Disciplina Introdução a Engenharia. In: Congresso Brasileiro de Educação em Engenharia (25: Set. 2007: Curitiba). Anais. Curitiba.

- IVES, J.C.; WIGGLESWORTH, J.K.; 2003. Sampling rate effects on surface EMG timing and amplitude measures. In: Clinical Biomechanics, vol (18), págs.543-552.
- LODER, L.L.; 2002. Epistemologia versus pedagogia o locus do professor da engenharia. Porto Alegre. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul. 229 págs.
- MAINARDI, L.T.; BIANCHI, A.M.; CERUTTI, S.; 2006. Biomedical signals: Origin and Dynamic Characteristics; Frequency- Domain Analysis. In: BRONZINO, J. D. (Ed.). The Biomedical Engineering Handbook. 2. ed. [S.l.]: CRC Press, cap. 53.
- MARTINCOSKY, D.H.; 2003. Sistema para Telemetria de Eletrocardiograma Utilizando Tecnologia Bluetooth. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) — Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.
- NOCETI FILHO, S.; 2003. Filtros Seletores de Sinais. 2. ed. Florianópolis: Editora da UFSC.
- NORTHROP, R.B.; 2004. Analysis and Application of Analog Electronic Circuits to Biomedical Instrumentation. Washington, D.C.: CRC PRESS. Enderle, J. D.; 2006. Bioinstrumentation. Morgan e Claypool Publishers.
- OLIVEIRA, A.S.; ANDRADE, F.S.; 2006. Sistemas Embarcados: Hardware e Firmware na Prática. São Paulo: Ed. Érica. 316 págs.
- POSSA, P. R. Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos: Módulo Didático de Amplificador de Potenciais Bioelétricos. Florianópolis, 118 p., 2008. Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Santa Catarina.
- QUEVEDO, J.R.S.; et al; 2007. Diretrizes para a Formação de um Modelo em Três Dimensões na Construção do Conhecimento em Ensino e Aprendizagem nas Escolas de Engenharia. In: In: Congresso Brasileiro de Educação em Engenharia (25: Set. 2007: Curitiba). Anais. Curitiba.

- RODRIGUES, C.R.; 2007. Proposta de uma Metodologia de Avaliação Formativa para a Educação em Engenharia. In: Congresso Brasileiro de Educação em Engenharia (25: Set. 2007: Curitiba). Anais. Curitiba.
- SANTOS, F. C.; RATHKE, J. E.; POSSA, P. R. C.; ANDRIGHETTO, E.; ADUR, R.; ARGOUD, F. I. M.; AZEVEDO, F. M.; MARINO-NETO, J. Proposta de Plataforma Didática Para o Ensino de Engenharia Biomédica em Curso de Engenharia Elétrica: V. Ambiente em RV de Eletrocardiografia. In: XXXV Congresso Brasileiro de Educação e Engenharia, 2007.
- SILVA, V.C.; et al; 2007. Teoria da Atividade: Possibilidades para a Educação nos Cursos de Engenharia e Arquitetura. In: Congresso Brasileiro de Educação em Engenharia (25: Set. 2007: Curitiba). Anais. Curitiba.
- SILVERTHORN, D. U.; 2003. Fisiologia Humana: Uma Abordagem Integrada. 2. ed. São Paulo: Manole.
- TEXAS INSTRUMENTS.; 1999. Understanding Data Converters. 22 págs. Disponível em: <http://focus.ti.com/lit/an/slao013/slao013.pdf>. Acessado em 12/05/2007.
- TEXAS INSTRUMENTS.; 2007. Ina 129 Datasheet Rev. B. Disponível em: <http://focus.ti.com/docs/prod/folders/print/ina129.html>. Acessado em 12/06/2007.
- TORRES, G.; 2001. Hardware: Curso completo. 4. ed. Rio de Janeiro: Axcel Books do Brasil, págs. 344-351.
- TOZATTO, J.H. F; SILVA da, M.B.; 2007. Simulação de Empresa : A Metodologia de Projetos como Estratégia de Combate à Apatia em Sala de Aula no Ensino de Construção Civil. In: Congresso Brasileiro de Educação em Engenharia (25: Set. 2007: Curitiba). Anais. Curitiba.
- USB Implementers Forum.; 2000. Universal Serial Bus Specification Revision 2.0, April 2000. Disponível em: <http://www.usb.org/developers/docs>. Acessado em 30/05/2008.
- ZELENOVSKY, R.; MENDONÇA, A.; 1999. PC: um Guia Prático de Hardware e Interfaceamento. 2. ed. Rio de Janeiro: Mz,. 762 págs.